

**Diplomarbeit**

**Auswirkung von Hitze auf Alignerschienen  
– eine in-vitro-Studie**

eingereicht von

**Stephan Weingerl**

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der Zahnmedizin**

**(Dr. med. dent.)**

an der

**Medizinischen Universität Graz**

ausgeführt an der

**Klinische Abteilung für Orale Chirurgie und Kieferorthopädie**

unter der Anleitung von

**Ass.-Prof.<sup>in</sup> Dr.<sup>in</sup> med.univ. et med.dent. Margit Pichelmayer**

in Zusammenarbeit mit der

**Montanuniversität Leoben**

**Department Kunststofftechnik – Lehrstuhl für Chemie der Kunststoffe**

Zweitbetreuer: **Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. tech. Thomas Grießer**

Graz, 31.05.2023

### *Eidesstattliche Erklärung*

*Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.*

*Graz, am 31.05.2023*

*Stephan Weingerl e.h.*

## Danksagungen

Allen voran möchte ich mich bei meiner Diplomarbeitbetreuerin Frau Ass.-Prof.<sup>in</sup> Dr.<sup>in</sup>med.univ. et med.dent. Margit Pichelmayer, einerseits für die Bereitstellung des Diplomarbeitsthemas und andererseits für die stets sehr bemühte, zeitintensive und fachlich kompetente Betreuung, sowie die kieferorthopädische Bereicherung und die daraus resultierende Steigerung meiner Leidenschaft zur Kieferorthopädie, bedanken.

An zweiter Stelle möchte ich mich bei meinem Zweitbetreuer Herrn Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. tech. Thomas Grießer für die fachliche Unterstützung und chemische Aufklärung hinsichtlich aller notwendigen Kenntnisse zur Umsetzung dieser Diplomarbeit und für die Bereitstellung der 3D-gedruckten Schienen bedanken.

Es ist mir auch ein großes Anliegen, meinen herzlichen Dank an alle Mitwirkenden der Universitätszahnklinik Graz auszusprechen. Vor allem möchte ich hier Herrn Erich Häupl und Frau Dipl.-Ing.<sup>in</sup> Irene Mischak hervorheben. Ohne die kreativen Ideen und die technische Umsetzung von Herrn Erich Häupl wäre die Durchführung der Studie und somit die Diplomarbeit nicht möglich gewesen. Weiters möchte ich mich herzlichst bei Frau Dipl.-Ing.<sup>in</sup> Irene Mischak für die statistische Auswertung und Unterstützung bei der Erstellung diverser Grafiken bedanken. Vielen Dank!

Weiters möchte ich mich bei meiner langjährigen Schulkollegin Laura für die Bereitstellung ihres Grafikprogramms bzw. für die fachliche Unterstützung und Umsetzung von benötigten Grafiken bedanken.

Abschließend möchte ich mich noch bei meiner Familie, allen voran bei meinen Eltern für die Unterstützung während des gesamten Studiums und darüber hinaus und bei meiner Freundin Marlene, die bei allen Ups and Downs während des Studiums an meiner Seite stand, bedanken.

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1	Aligner .....	1
1.2	Historische Entwicklung kieferorthopädischer Gerätschaften auf dem Weg zum Aligner .....	2
1.3	Herstellung von Alignern .....	5
1.4	Aligner – Thermoplasten .....	9
1.5	Die Auswirkung von Temperaturabweichungen im Mund .....	12
1.6	Klinische Anwendung der Aligner .....	15
1.7	Hintergrund der Studie .....	16
1.8	Ziel der Studie: .....	17
<b>2</b>	<b>Material und Methode</b> .....	<b>18</b>
2.1	Verwendetes Studienmaterial .....	18
2.1.1	Clear Aligner (Scheu-Dental) .....	18
2.1.2	Clear Aligner Pro (Scheu-Dental) .....	18
2.1.3	3D-gedruckte Aligner (Montanuniversität Leoben) .....	19
	Norm- und Malokklusionsmodelle .....	21
2.2	Herstellungsmethoden der jeweiligen Aligner .....	22
2.2.1	Clear Aligner / Clear Aligner Pro .....	22
2.2.2	Aligner – MU Leoben .....	25
2.2.3	Norm- und Malokklusionsmodelle .....	29
2.3	Einschlusskriterien und Ausschlusskriterien .....	30
2.4	Vortestungen .....	31
2.5	Messapparatur und Aufbewahrungsstätte .....	32
2.5.1	Die eigentliche Messapparatur .....	32
2.5.2	Die Aufbewahrungsstätte der zu testenden Aligner .....	38
2.6	Messvorgang .....	40
2.6.1	Überblick über den Messvorgang .....	40

2.6.2	Der exakte Messvorgang.....	41
2.6.3	Genauer Ablauf der Studie .....	44
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>45</b>
3.1	Die Messergebnisse.....	45
3.2	Die Besonderheiten der 3D-gedruckten Aligner.....	52
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>57</b>
<b>5</b>	<b>Conclusio .....</b>	<b>63</b>
<b>6</b>	<b>Blick in die Zukunft .....</b>	<b>64</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>65</b>

## Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
°C	Grad Celsius
CAD	computer aided design
CAM	computer aided manufacturing
Abb.	Abbildung
mm	Millimeter
µm	Mikrometer
IARC	Internationale Agentur für Krebsforschung
CA	Clear Alginer
PET – G	Polyethylenterephthalat – Glykol modifiziert
MUL	Montanuniversität Leoben
inkl.	inklusive
SLA	Stereolithographie
DLP	Digital Light Processing
UV	ultraviolett
%	Prozent
nm	Nanometer
STL	Standard Transformation Language
cm	Zentimeter
WWW	World Wide Web
L	Länge
B	Breite
T	Tiefe
kg	Kilogramm
(micro)SD-Karte	(kleine) Secure Digital Memory Card / Sichere Digitale Speicherkarte
WLAN	Wireless Local Area Network
V	Volt
N	Newton
g	Gramm
Nr.	Nummer
Tab.	Tabelle

## Produktverzeichnis

Asiga Freeform PRO2™ Firma Asiga	3D-Drucker
BIOSTAR® - Firma Scheu-Dental GmbH	Tiefziehgerät
CA® - Firma Scheu-Dental GmbH	thermoplastische Tiefziehfolie
CA Pro® - Firma Scheu-Dental GmbH	thermoplastische Tiefziehfolie
ISOFOLAN® - Firma Scheu-Dental GmbH	Isolierfolie für den Tiefziehprozess
Optiprint Model – Firma dentona AG	Kunststoff für den 3D-Druck der Modelle
Sialin-Sigma Lösung – Firma Sigmapharm Arzneimittel GmbH	Speichelersatzmaterial
Form Cure – Firma formlabs	UV-Lichthärtegerät

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Aligner .....	1
Abb. 2: Attachments .....	4
Abb. 3: partiell digitaler Tiefziehprozess .....	8
Abb. 4: Pfannengriff als Beispiel eines Duroplasten im Alltag .....	9
Abb. 5: Elastomere in Form von Gummibändern .....	10
Abb. 6: Thermoplast in Form eines Joghurtbechers .....	11
Abb. 7: Funktionsweise von Alignern .....	15
Abb. 8: farbliche Darstellung der Polymerisationsphasen .....	19
Abb. 9: farbliche Darstellung der Polymerisationsphasen .....	20
Abb. 10: horizontale (li.) vs. vertikale Schichtung (re.) .....	21
Abb. 11: Wollrad .....	23
Abb. 12: girlandenförmiger Verlauf am Modell eingezeichnet .....	23
Abb. 13: analoger Tiefziehprozess .....	24
Abb. 14: Funktionsweise eines SLA Druckers .....	25
Abb. 15: Projektoren unter der Bauplatte .....	26
Abb. 16: Teil 1 des rein digitalen Workflows .....	27
Abb. 17: Teil 2 des rein digitalen Workflows .....	28
Abb. 18: Set-up zur Herstellung der Malokklusionsmodelle .....	29
Abb. 19: Kaffeeautomat .....	31
Abb. 20: Filterkaffeemaschine .....	31
Abb. 21: Espressokocher .....	31
Abb. 22: die Messapparatur von vorne .....	32
Abb. 23: die Messapparatur von der Seite .....	32
Abb. 24: die Messapparatur von oben .....	32
Abb. 25: der Würfel von vorne .....	33
Abb. 26: der Würfel von der Seite .....	33
Abb. 27: der Würfel von hinten .....	33
Abb. 28: Fixierung des Modells bzw. Durchtritt der Wiegezelle .....	33
Abb. 29: der Würfel von oben - Wiegezelle .....	34
Abb. 30: Messkontrolle .....	35
Abb. 31: Kabelfühler .....	37

Abb. 32: Temperaturregler des Tauchbeckens .....	37
Abb. 33: das Lagerungsbecken von vorne .....	39
Abb. 34: das Lagerungsbecken von oben .....	39
Abb. 35: Der Messvorgang im Detail - Teil 1 .....	42
Abb. 36: Der Messvorgang im Detail - Teil 2 .....	43
Abb. 37: höchste und niedrigste Messwerte im Mittel pro Gruppe und Wiederholung inkl. der Trockenmessung .....	45
Abb. 38: höchste und niedrigste Messwerte pro Gruppe und Messwiederholungen (ohne Trockenmessung) .....	47
Abb. 39: maximale relative Veränderung bei Hitzeeinwirkung .....	50
Abb. 40: relative Veränderungen (Folien pro Zeitpunkt gemittelt) im Verlaufsdiagramm dargestellt .....	51
Abb. 41: Größenunterschied zwischen den tiefgezogenen Alignern (li.) und den 3D- gedruckten Folien (re.) .....	52
Abb. 42: Rissverlauf der 1. Schiene .....	53
Abb. 43: Rissverlauf entlang der Inzisalkante - Schiene Nr. 14 .....	54
Abb. 44: Bruch der Schiene Nr. 12 im Bereich des Zahnes 23 nach distal .....	55
Abb. 45: Riss entlang der Inzisalkante bei Schiene Nr. 10, nur sichtbar bei Kompression der Schiene im Frontzahnbereich .....	56

## **Tabellenverzeichnis**

Tab. 1: Zeitlicher Ablauf der Testungen .....	44
Tab. 2: Werte pro Gruppe und Wiederholungen und deren Abnahme im Verlauf.....	46
Tab. 3: Anzahl (n) der gemessenen Folien pro Messzyklus und pro Folientyp.....	48
Tab. 4: relative Veränderung der Kraft .....	49

## **Kurzfassung**

### **Einleitung:**

Die vorliegende Studie ist Teil eines Großprojektes zwischen dem Department für Kunststofftechnik der Montanuniversität Leoben und der klinischen Abteilung für orale Chirurgie und Kieferorthopädie der Universitätszahnklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit Graz. Es wurde in diesem Rahmen ein neu entwickeltes 3D-druckfähiges Harz, welches zur direkt additiven Herstellung kieferorthopädischer Umstellungsschienen (Aligner) geeignet ist, untersucht.

Es wurden die Eigenschaften der 3D-gedruckten Schienen der aktuellen Formulierung (4. Generation ohne Lack) in Bezug auf Hitzeeinwirkung, wie es der Fall beim Konsum von Heißgetränken ist, geprüft. Als Vergleichsgruppen wurden tiefgezogene Clear Aligner® (einschichtiges PET-G) und Clear Aligner Pro® (ABA-Dreischichtfolie; A = Copolyester, B = thermoplastischer Elastomerkern) herangezogen.

### **Material und Methode:**

Für jede der drei Vergleichsgruppen wurden je 15 Aligner hergestellt. Vor dem eigentlichen Start der Musszyklen folgte als erstes eine Trockenmessung, bei der alle Aligner in ein 70°C warmes Becken getaucht wurden. Danach wurden die Aligner auf Malokklusionsmodellen mit fehlgestelltem Zahn 11 in Speichelersatzmaterial bei 36,5°C gelagert (= Mundsimulation). Auch das Messmodell war ein Malokklusionsmodell mit dem gleichen Ausmaß der Fehlstellung am Zahn 11 von 0,5mm in labialer Richtung.

Jede Schiene wurde für 5 Tag zweimal täglich im Abstand von 4 Stunden getestet. Zwischen den Messzyklen wurden die Schienen im Lagerungsbecken aufbewahrt. Die erste Feuchtmessung fand nach zweistündiger Lagerung im künstlichen Speichel statt.

### **Ergebnisse:**

Bei jedem Messzyklus wurden pro Schiene 30 Messwerte aufgezeichnet. Daher waren 330 Messwerte pro Schiene das Maximum, das sie erreichen konnten. Aus diesen wurde je ein Mittelwert errechnet und mit den anderen Werten der Vergleichsgruppen verglichen. Einerseits wiesen alle drei Gruppen bei der Trockenmessung sehr hohe Ausgangswerte auf, die alle durch die Hitzeeinwirkung und Lagerung im erwärmten Speichersatzmaterial, sofort und irreversibel reduziert wurden. So waren die Werte nach der ersten zweistündigen Lagerungsphase bei den tiefgezogenen Schienen bereits auf ein Drittel der Kraft gesunken. Die Kraft der 3D-gedruckten Schienen hat sich im Mittel um das 12-fache reduziert. Bei der zweiten Feuchtmessung kam es zu einem weiteren deutlichen Kraftverlust bei allen drei Vergleichsgruppen. Anschließend haben sich die Kraftwerte eingependelt und nicht mehr wesentlich verändert. Die tiefgezogenen Schienen der Firma Scheu-Dental GmbH waren spätestens nach vier Feuchtmessung irreversibel geschädigt, sodass keine weitere Aufzeichnung von Messwerten mehr möglich war. Die 3D-gedruckten Schienen hingegen konnten alle Messungen durchlaufen.

### **Diskussion:**

Alle drei Vergleichsgruppen zeigten zu Beginn (dies würde dem ersten Einsetzen der Schienen in den Mund der Patient\*innen zu Beginn jeder Schienenphase entsprechen) erschreckend hohe Kraftwerte. Nach dem ersten „Heißgetränk“ ist die Kraft allerdings um ein Vielfaches gefallen. Weil sich diese auch nicht wieder regeneriert hat, wird davon ausgegangen, dass die Hitzeeinwirkung beim Konsum eines Heißgetränkes oder einer heißen Speise massive Auswirkungen hat und zur Zerstörung der Schienen führt. Spätestens nach der 4. Messung war es bei keiner der tiefgezogenen Schienen möglich, Kraftwerte zu messen.

Die 3D-gedruckten Schienen konnten bis zum Ende an allen Messzyklen teilnehmen, da sie von Anfang an eine größere Grundspannung aufgrund zu starker Polymerisationsschrumpfung aufwiesen.

### **Schlussfolgerung:**

Die Studie hat gezeigt, dass der Konsum von heißen Getränken bei im Mund liegenden Alignern absolut kontraindiziert ist.

## **Abstract**

### **Introduction:**

The present study is part of a large-scale project between the Department of Polymer Engineering and Science of the University of Leoben and the Clinical Department of Oral Surgery and Orthodontics of the University Dental Clinic for Dentistry and Oral Health Graz. In this context a newly developed 3D-printable resin, which is suitable for direct additive manufacturing of orthodontic aligners was investigated.

The properties of 3D-printed aligners made of the current formulation (4th generation without varnish) in relation to heat exposure, as it is the case when consuming hot beverages, were tested. Deep-drawn Clear Aligner® (single-layer PET-G) and Clear Aligner Pro® (ABA triple-layer film; A = copolyester, B = thermoplastic elastomer core) were used in comparison.

### **Material and method:**

Fifteen aligners were fabricated for each of the three groups. Before starting the measurement cycles, the first step was a dry measurement in which all aligners were immersed in a 70°C warm basin. Then the aligners were placed on malocclusion models with misaligned tooth 11 in saliva substitute material at 36.5°C (= mouth simulation). The measurement model was also a malocclusion model with the same extent of malocclusion on tooth 11 of 0.5mm in the labial direction.

Each splint was tested twice daily at 4-hour intervals for 5 days. Between the measurement cycles, the splints were kept in the storage basin. The first wet measurement took place after two hours of storage in artificial saliva.

### **Results:**

During each measurement cycle, 30 measured values were recorded per rail. Therefore, 330 measured values per aligner was the maximum they could achieve. An average was calculated from each of these and compared with the other values of the comparison groups. All three groups showed very high initial values in the dry measurement, all of which were immediately and irreversibly reduced by heat exposure and storage in the heated saliva substitute material. Thus, after the first two-hour storage phase, the values for the deep-

drawn Aligners had already dropped to one-third of the force. The force of the 3D-printed Aligners was reduced by an average of 12 times. During the second wet measurement, there was a further significant loss of force in all three comparison groups. Subsequently, the force values leveled off and did not change significantly. The deep-drawn Aligners from Scheu-Dental GmbH were irreversibly damaged after four moisture measurements at the latest, so that no further recording of measured values was possible. The 3D-printed Aligners, on the other hand, were able to pass all measurements.

### **Discussion:**

All three comparison groups showed alarmingly high force values at the beginning (this would correspond to the first insertion of the splints into the patient's mouth at the beginning of each splint phase). After the first "hot drink", however, the force dropped several times. As this also did not regenerate again, it is assumed that the effect of heat, when consuming a hot drink or hot food, has massive effects and leads to the destruction of the Aligners. After the 4<sup>th</sup> measurement at the latest, it was no longer possible to measure force values for any of the deep-drawn Aligners.

The 3D-printed Aligners were able to participate in all measurement cycles until the end, as they exhibited greater base stress from the beginning due to excessive polymerization shrinkage.

### **Conclusion:**

The study showed that the consumption of hot drinks is absolutely contra-indicated with aligners in the mouth.

# 1 Einleitung

## 1.1 Aligner

Aligner, die in unserem Sprachgebrauch oft als „Folien“ bezeichnet werden, sind nahezu „unsichtbare“ elastische Kunststoffschienen, welche zur Korrektur von leichten, bis in Einzelfällen schweren Zahnfehlstellungen eingesetzt werden. Die fehlgestellten Zähne werden im Rahmen dieser Therapie schrittweise durch die Anwendung mehrerer aufeinanderfolgender Schienen in die sogenannte Normokklusion gezogen.



*Abb. 1: Aligner*

## 1.2 Historische Entwicklung kieferorthopädischer Gerätschaften auf dem Weg zum Aligner

Die Wurzeln der Kieferorthopädie reichen weit in die Vergangenheit und vor die Zeitwende zurück, als *Hippokrates* 400 v. Chr. zum ersten Mal von unregelmäßig stehenden Zähnen gesprochen hat (Harzer W, 2011).

Seit vielen Jahrhunderten und an unterschiedlichsten Orten weltweit, versucht der Mensch malokkludierte Zahnstellungen, welche dental, skelettal oder durch die Kombination beider hervorgerufen werden können, zu korrigieren (Ludwig *et al.*, 2012).

Das erste dokumentierte zahnmedizinische Lehrbuch wurde 1728 von Pierre Fauchard herausgegeben. Einen Teil seines Buches widmete er ausschließlich der Korrektur malokkludierter Zähne. Man findet dort zur Korrektur derselben Darstellungen von festsitzenden Apparaturen. Sie bestanden aus Goldbändern und verschiedenen Metalldrähten, die an einem malokkludierten Zahn inklusive seiner Nachbarzähne befestigt wurden.

Von diesem Zeitpunkt an, wurden reichliche festsitzende Apparaturen von unzähligen Autoren beschrieben. Der erste Kieferorthopäde aber, der eine systematische Therapie vorgestellt hat, war Edward H. Angle (Ludwig *et al.*, 2012). Er gilt als der Vater der Kieferorthopädie, da er nicht nur die Kieferorthopädie als erste Fachdisziplin der Zahnmedizin festlegte, sondern auch die nach ihm benannte *Angle-Klassifizierung* entwickelte. Sie wird noch heute zur Diagnostik von Zahnfehlstellungen verwendet. Angle konzentrierte sich ausschließlich auf festsitzende Apparaturen und entwickelte sie mit den Jahren so weiter, dass sie routinemäßig zur Behandlung von Zahnfehlstellungen eingesetzt werden konnten (Droschl H., 1990).

Im Jahre 1928 sprach Charles F. L. Nord erstmals von abnehmbaren, also aus dem Mund entfernbar *Plattenapparaturen*, die als aktive Gerätschaften zur Behandlung von Zahnfehlstellungen verwendet werden konnten (Harzer W, 2011). „Aktiv“ bedeutet bei Plattenapparaturen, dass diese über eingebaute Elemente (z.B. Schrauben) Kräfte ausüben und dadurch in der Lage sind Zähne zu bewegen. Dadurch wird auch die Ausformung der beiden Zahnbögen in sagittaler sowie transversaler Richtung ermöglicht. Im Vergleich dazu gibt es sog. passive Platten, welche nicht über aktive Elemente verfügen und somit keine Kräfte ausüben. Sie werden daher nur zur Retention des Endergebnisses nach einer

kieferorthopädischen Therapie eingesetzt (Kahl-Nieke, 2009) oder aus anderen Gründen zur Stabilisierung verwendet.

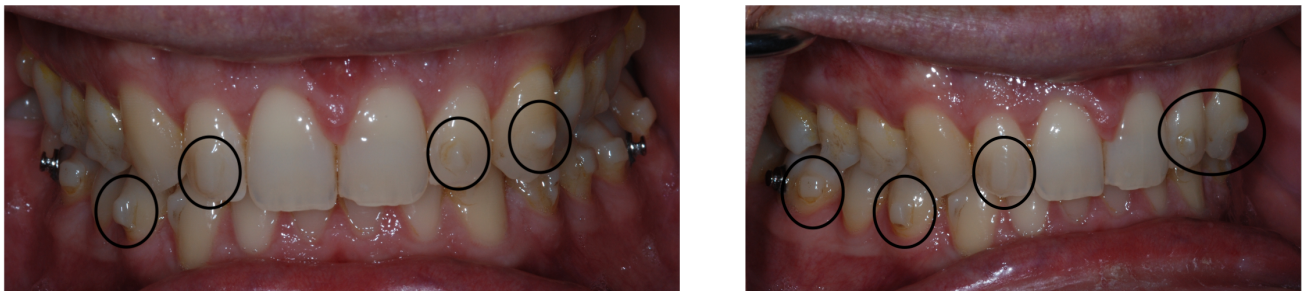
Die heute gefragteste abnehmbare Methode, vor allem aufgrund ihrer Ästhetik, geht auf das Jahr 1945 zurück, als Harold D. Kiesling erstmals von klaren bzw. nahezu unsichtbaren und mit Hilfe von Vakuum geformten Zahnpositionierungsschienen gesprochen hat (Tai, 2018). Hier soll die Korrektur fehlgestellter Zähne schrittweise über aufeinanderfolgende Schienen bzw. Aligner (engl. align für ausrichten, angleichen), wie sie heute genannt werden, erfolgen.

Leider ist die Herstellung vakuumgeformter Folien aufwendig. Die Methode ist deshalb zeit- und arbeitsintensiv, da die Zähne, für jeden Behandlungsschritt, manuell in Wachs aufgestellt und neu positioniert werden müssen, um eine neue vakuumgeformte Schiene für den nächsten Behandlungsschritt herzustellen. Mit jedem Behandlungsschritt wird die Ausrichtung der Zähne optimiert bis die gewünschte Zahnstellung bzw. -ausrichtung erreicht ist.

Eine entscheidende Weiterentwicklung fand 1997 durch zwei Studenten der Stanford University statt. Sie waren die ersten, die es geschafft haben ein virtuelles Set-up zu erstellen. Sie nutzten dazu die aus dem CAD/CAM-System bereits bekannten Technologien, welche sie für ihre Zwecke modifiziert haben. Dadurch war es ihnen möglich, das allererste, in Massenproduktion hergestellte und kundenspezifische kieferorthopädische Aligner-System weltweit zu entwickeln. Dieses System wurde anfangs von der kieferorthopädischen Kollegenschaft nicht ernst genommen, weil anfangs nur die Korrektur von Engständen geringeren Ausmaßes bei gleichzeitiger Klasse I - Verzahnung im Seitenzahnbereich durchgeführt werden konnte. Seit der Markteinführung 1999 wurde, durch die Firma Align Technology, das System jedoch stetig verbessert und weiterentwickelt bis sie schließlich zum weltweiten Marktführer aufgestiegen sind. Heutzutage bestehen die Schienen von Align Technology aus einem neuen Tripolymer-Kunststoff (Tai, 2018).

Zur Kraftübertragung werden sogenannte „Attachments“ (Abb.2) verwendet. Diese haben unterschiedliche Formen, bestehen aus Komposit und werden auf die Zahnoberfläche aufgeklebt. Sie sollen eine bessere dreidimensionale Kontrolle über die Zahnbewegung bringen.

Die Planung für die Bewegung der Zähne erfolgt mittlerweile ausschließlich digital und über Computeralgorithmen.



*Abb. 2: Attachments*

Weltweit werden viele verschiedene Clear-Aligner Systeme entwickelt, produziert und angeboten. Es ist klar, dass diese Systeme die Zukunft der Kieferorthopädie darstellen, dennoch ist es wichtig zu verstehen, dass es sich bei den Alignern nicht nur um ein Produkt von einer der vielen Firmen handelt, sondern dass es eine angewandte Technik mit einer großen Auswahl an Herstellern ist. Alle diese Firmen arbeiten heute in der Regel mit gedruckten Umstellungsmodellen und vakuumgefertigten Alignern.

### 1.3 Herstellung von Alignern

Es gibt verschiedene Arten bzw. Techniken, um einen Aligner herzustellen.

1. Tiefzieh-Verfahren
2. 3D-Druck
3. Kombination aus 3D-Druck und Tiefzieh-Verfahren (= partiell digitaler Workflow)

Aligner funktionieren aufgrund ihrer Elastizität. Wie bereits erwähnt, werden die fehlgestellten Zähne schrittweise und somit durch die Anwendung mehrerer aufeinanderfolgender Schienen in die sogenannte Normokklusion gezogen. Dafür wird ein sogenanntes „Set-up“ gemacht. Mit Hilfe dieses Set-ups können Gipszähne in einem Wachswall in beliebigen Positionen aufgestellt werden. Durch die stufenweise Verbesserung der Lage dieser Gipszähne im Wachswall werden die geplanten Behandlungsschritte simuliert. Nach jedem einzelnen Schritt erfolgt die Herstellung der Aligner. Die Schiene hat dann die Form einer minimal korrigierten Position der Zähne. Aufgrund ihrer elastischen Eigenschaften wird sie beim Einsetzen und der Anbringung auf die Zahnreihe im Bereich des malokkludierten Zahnes gedehnt. Weil der Aligner aufgrund seiner elastischen Eigenschaften wieder in seine ursprüngliche Form zurück möchte, entstehen Druckkräfte auf den fehlgestellten Zahn, welche den Zahn in Richtung Wunschposition drücken. Dies geschieht so lange, bis die Schiene ihre Ausgangsposition nach der Herstellung erreicht hat. Wie bereits erwähnt, dauert das je nach Gewebedisposition ca. 14 Tage, weshalb der Patient alle zwei Wochen eine neue Schiene bekommt.

Ad 1) Als Goldstandard gilt derzeit das Tiefzieh-Verfahren:

Zuallererst wird an den Patient\*innen ein Alginatabdruck ihres Gebisses angefertigt. Dieser wird anschließend mit Gips ausgegossen. Nach der Abbindung des Gipses werden die malokkludierten und umzustellenden Zähne ausgeschnitten und das Set-up durchgeführt. Das gewünschte Set-up Modell wird wiederum mittels Alginatabdruck dupliert und in Gips ausgegossen.

Die für die Herstellung der Folien verwendeten Kunststoffteile sind im Handel in Form planer Platten, sog. *Planks*, erhältlich. Es gibt sie in unterschiedlichen Stärken und Elastizitätsstufen. Je größer das Ausmaß der Umstellung, desto elastischer sollte die Folie sein. Sowohl das Ausmaß der Umstellung wie auch das verwendete Material werden von den Kieferorthopäd\*innen festgelegt. Die Techniker\*innen erwärmen den von den Behandler\*innen vorgegebene *Plank* in einem speziell dafür entwickelten Gerät (exakt nach Vorgaben des Herstellers). Nach genau definierter Zeit und Erweichung des thermoplastischen Planks, wird er unter dem Einfluss von Vakuum über das Modell gezogen – was man als „Tiefziehen“ bezeichnet. Die dabei entstehenden Überschüsse werden mit entsprechendem Instrumentarium entfernt und geglättet, damit es später zu keinen Weichteilirritationen kommt.

Der Workflow einer durch Tiefziehverfahren hergestellten Schiene wird im Punkt 2.2.1 dargestellt (Abb.13)

## Ad 2) 3D-Druck:

Nachdem beim Tiefziehverfahren ein relativ großer Aufwand betrieben werden muss und zusätzlich Kosten entstehen, wurde im letzten Jahrzehnt nach Alternativen gesucht. Eine der möglichen solchen Alternativen ist der 3D-Druck. Der Vorteil des 3D-Drucks ist nicht nur die Einsparung des Materials, weil das oben bereits erwähnte Set-up rein digital durchgeführt werden kann.

Im Rahmen des Workflows des 3D-Verfahrens erfolgt zuerst auch die Erfassung des Patientengebisses mittels Intraoralscanner. Von dem am Bildschirm des Computers dargestellten Gebisses kann, unter Verwendung eines speziellen Programmes, per Mausklick das gewünschte virtuelle Set-up erstellt werden. An diesem Set-up kann man dann wiederum den Aligner zeichnen. Anschließend wird der Drucker mit dem gewünschten Material bestückt. Die einzige Information, die dem Drucker letztendlich noch fehlt, ist die benötigte Stärke der Folie.

Der Workflow einer mittels 3D-Druck hergestellten Schiene wird im Punkt 2.2.2 dargestellt (Abb.16 u. 17)

## Ad 3) Kombination aus 3D-Druck und Tiefzieh-Verfahren:

Bei dieser Technik werden der 3D-Druck und das Tiefzieh-Verfahren miteinander vereint. Auch hier muss zu Beginn der Behandlung das Gebiss der Patient\*innen erfasst werden. Dies geschieht auch in diesem Fall mittels Intraoralscanner, gefolgt vom bereits erläuterten digitalen Set-up. Anschließend wird nach Fertigstellung des erfolgten Set-ups ein Modell mittels 3D-Drucker hergestellt. Dieses Modell wird daraufhin zur Herstellung eines Aligners mittels Tiefzieh-Verfahren herangezogen. Nach jedem Set-up muss ein erneutes Modell gedruckt werden, um die nächste Schiene tiefzuziehen.

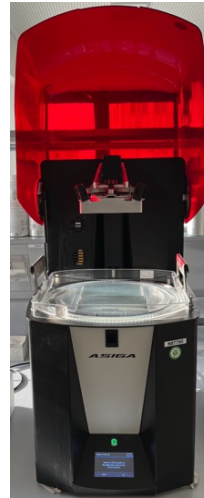
Die Anwendung dieser Methode erleichtert deutlich das Set-up, allerdings kann hier keine Rede von der Einsparung von Material sein, da wie bereits erwähnt, unzählige Modelle pro Behandlung notwendig sind.

Der Workflow einer partiell digital hergestellten Schiene wird anschließend veranschaulicht (Abb.3)

## Ablauf des partiell digitalen Workflows



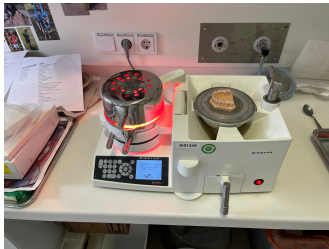
**Schritt 1:**  
Enoralscan mit  
anschließender  
virtueller Set-  
up-Erstellung.



**Schritt 2:**  
3D-Druck des  
Set-up-  
Modells.



**Schritt 3:**  
Platzierung des 3D-gedruckten  
Modells im Vakuumtiefziehgerät.



**Schritt 4:**  
Tiefziehprozess anhand des  
gedruckten 3D-Modells.



**Schritt 5:**  
Ausarbeitung und Fertigstellung des Aligners nach dem Tiefziehvorgang.

Abb. 3: partiell digitaler Tiefziehprozess

## 1.4 Aligner – Thermoplasten

Aligner bestehen aus sogenannten thermoplastischen (*griech. thermos* „Wärme“, „Hitze“ / *griech. plastikos* „formen“, „gestalten“) Kunststoffen.

Allgemein können Kunststoffe, basierend auf ihrer inneren Struktur, unterschiedliche Eigenschaften aufweisen. Vor allem aufgrund ihrer unterschiedlichen Festigkeit und ihrem Verhalten bei der Einwirkung von Wärme, werden Kunststoffe grob in drei Gruppen unterteilt (Kuchinka and Siebrecht, 2016) :

- Duroplasten (Duromere)
- Elastoplasten (Elastomere)
- Thermoplasten

Duroplasten sind, wie der Name schon verrät (*franz.* dur „fest“, „hart“) harte bzw. feste Kunststoffe, welche durch die Einwirkung von Hitze nicht schmelzbar sind. Dafür verantwortlich ist ihre innere Struktur. Bei Duroplasten sind die sog. Polymere engmaschig vernetzt. Dadurch wird das aneinander vorbeigleiten der Makromoleküle unmöglich und der Duroplast unerschmelzbar. Dennoch kann die thermische Belastung zu hoch werden, sodass die innere Struktur nicht mehr aufrechterhalten werden kann - der Duroplast zerfällt. Eine Rücküberführung in den ursprünglichen Zustand ist dann nicht mehr möglich (Kuchinka and Siebrecht, 2016) (Adrian Stepanek, 2020).



Abb. 4: Pfannengriff als Beispiel eines Duroplasten im Alltag

Elastomere weisen zwar auch eine Polymernetzung auf, allerdings sind sie nicht engmaschig, sondern weitmaschig vernetzt. Dadurch ist eine Verschiebung der Polymerkette in geringem Ausmaß möglich. Dies ist die Voraussetzung für ihre wichtigste Eigenschaft, die Elastizität. Im Ruhezustand nehmen die Makromoleküle eine wirre bzw. klumpige Gestalt an. Bei der Einwirkung von Zug, werden die Moleküle gestreckt. Je nach Grad der Polymernetzung, kann eine Dehnung von mehreren 100% erreicht werden. Allerdings können auch sie, wie es auch bei den Duroplasten der Fall ist, nicht durch das Einwirken von Hitze verformt bzw. verändert werden (Kuchinka and Siebrecht, 2016) (Adrian Stepanek, 2020b).



Abb. 5: Elastomere in Form von Gummibändern

Thermoplasten kommen im täglichen Leben am häufigsten zum Einsatz. Typische thermoplastische Kunststoffe können im Ruhezustand sowohl biegsam (z.B. Joghurtbecher), als auch fest (z.B. Trinkflaschen) sein. Allerdings sind sie im Vergleich zu den Duroplasten und Elastoplasten bei Wärmezufuhr verformbar. Der signifikante Unterschied ist, dass die Polymerketten in thermoplastischen Kunststoffen schichtweise angeordnet und nicht direkt miteinander verbunden bzw. quervernetzt sind. Lediglich geringe Anziehungskräfte erzeugen einen gegenseitigen Halt der langen Ketten. Dies erlaubt das aneinander Vorbeigleiten der Makromoleküle. Bei der Einwirkung von Hitze müssen nur, die bereits erwähnten, schwachen Anziehungskräfte überwunden werden, um das Gleiten zu ermöglichen, wobei erwähnt sein muss, dass die Polymerketten hier auch ohne Hitzeeinwirkung bis zu einem gewissen Grad verschieblich sind. Das ermöglicht z.B. das Zusammendrücken eines Joghurtbechers, ohne dass er dabei kaputt geht (Kuchinka and Siebrecht, 2016) (Adrian Stepanek, 2020a).

Dennoch können Thermoplasten unter Hitze- und Krafteinwirkung (Zug, Druck) verformt werden. Nach adäquater Hitze- bzw. Wärmeeinwirkung, folgt die Abkühlung und Aushärtung des Kunststoffes in der veränderten Form, welche dann bestehen bleibt. Der Vorteil daran ist, dass dieser Vorgang reversibel und beliebig oft durchgeführt werden kann, solange die thermische Belastung nicht zu hoch wird und der Kunststoff nicht zerfällt. Kommt es aber zu zu hoher thermischer Belastung folgt eine irreversible Zerstörung der inneren Struktur, der Kunststoff zerfällt.

Wie stark ein Thermoplast erwärmt werden muss, um zu erweichen, hängt von der sogenannten Glasübergangstemperatur ab. Darüber ist er weicher und kann verformt werden, darunter ist er fest und es ist keine Formänderung möglich (Kuchinka and Siebrecht, 2016).

Aus diesem Grund werden Aligner aus thermoplastischen Kunststoffen hergestellt. Wie die Herstellung im Detail abläuft, wird anschließend erläutert.



*Abb. 6: Thermoplast in Form eines Joghurtbechers*

## 1.5 Die Auswirkung von Temperaturabweichungen im Mund

Sowohl thermoplastische, aber auch andere Kunststoffe sind gleich wie enorale Strukturen ab einem gewissen Grad auf thermische Schwankungen empfindlich. In dieser Studie ist vor allem die Auswirkung von Temperaturabweichungen auf die zur Herstellung von Alignern herangezogenen thermoplastischen Kunststoffe - im Zusammenhang mit den im Mund befindlichen Strukturen - relevant.

### 1. Enorale Strukturen und Temperatureinfluss:

Die physiologische Mundtemperatur beträgt im Durchschnitt 37°C. Um zu verstehen, welche Auswirkung eine Temperaturabweichung im Mund bewirkt, müssen zumindest die oberflächlichen histologischen Beschaffenheiten der Zähne, der *enoralen Mundschleimhaut* aber auch der exoralen Kutis, betrachtet werden.

Die oberste Schicht der Kutis ist die sog. *Epidermis*. Sie besteht aus mehrschichtigem verhornenden Plattenepithel und weist je nach Körperregion eine unterschiedliche Dicke auf. Die sog. Felderhaut, welche den größten Teil des menschlichen Körpers bedeckt, weist eine Dicke von 50-100µm auf (Lüllmann-Rauch, 2015a).

Palmar sowie plantar befindet sich die sog. Leistenhaut, welche je nach Grad der Verhornung, bis zu 1mm dick ist. Somit ist sie um das bis zu 10-fache dicker als die Felderhaut (Lüllmann-Rauch, 2015a).

Allein durch diese Werte ist ersichtlich, dass die Einwirkung von Wärme aber auch Kälte, an unterschiedlichen Stellen des Körpers, zu unterschiedlichen Wahrnehmungen, aber vor allem auch Veränderungen und Schäden führt.

Die mastikatorische *Mundschleimhaut* (Tunica mucosa oris) ist mit ungefähr 260µm (Bergmeier, 2018) dicker als die Felderhaut, dennoch deutlich dünner als die Leistenhaut.

Zusätzlich sind die enorale Gewebe unterschiedlich aufgebaut. So weist die befestigte Gingiva sowie der harte Gaumen ein mehrschichtig verhornendes Plattenepithel auf und sind damit im Vergleich zur restlichen enorale Schleimhaut (Wange, weicher Gaumen, Mundboden, Unterseite der Zunge, bewegliche Gingiva), welche aus unverhornenden Plattenepithel aufgebaut ist, resistenter gegenüber äußeren Einflüssen. Der Zungenrücken ist durch eine derbe Bindegewebsschicht (Aponeurosis linguae) verstärkt (Lüllmann-Rauch, 2015a).

Wie bereits erwähnt, sind die Gewebe aufgrund ihrer unterschiedlichen Beschaffenheit, unterschiedlich empfindlich. Zudem muss auch die Kontaktzeit von thermischer Belastung berücksichtigt werden. Umso dicker das Gewebe, umso länger muss entweder die Kontaktzeit oder umso höher muss die thermische Belastung sein, um die Temperatur überhaupt erst in das Gewebe fortzuleiten.

Prinzipiell gilt für die exorale Kutis, dass akute Hautschäden ab einer Temperatur von  $>44^{\circ}\text{C}$  respektive  $<-2^{\circ}\text{C}$  auftreten, sofern die Kontaktzeit ausreicht, um das Gewebe zu durchdringen (Sterry *et al.*, 2018).

Obwohl die Mundschleimhaut wesentlich empfindlicher ist, muss die thermische Belastung dennoch recht hoch sein, da die Kontaktzeit im Mund, z.B. beim Trinken eines Kaffees, relativ kurz ist.

Die Dauer der orale Transportphase des Schluckgutes aus der Mundhöhle in den Rachen, beträgt weniger als eine Sekunde (Shaker *et al.*, 2013).

Das erklärt auch, warum das Trinken von sehr warmen bis heiße Getränke, bis zu einem gewissen Grad ohne Verbrühung möglich ist.

Genauso lässt sich die Einwirkung von Kälte erklären, wobei hier noch ein zusätzlicher Faktor, die enorale Körpertemperatur, eine Rolle spielt. Auch hier ist die Kontaktzeit, z.B. beim Verzehr eines Speiseeises, zu kurz, um eine Abkühlung der Gewebe auf  $-2^{\circ}\text{C}$  oder kälter zu erreichen.

Bei der Einwirkung von Kälte kommt es zuerst zu einer Vasokonstriktion der Gefäße. Nur wenn diese über einen längeren Zeitraum besteht, kommt es zu verminderter Perfusion und dadurch zu einem Sauerstoffmangel der Gewebe, was letztendlich zu einer Erfrierung führt (Sterry *et al.*, 2018).

Die im Mund herrschende physiologische Körpertemperatur von  $37^{\circ}\text{C}$ , verhindert einerseits eine lange bestehende Vasokonstriktion mit folgendem Sauerstoffmangel, andererseits führt sie zu einer Erwärmung des Schluckgutes und verhindert so eine Erfrierung der Gewebe. Deshalb ist die enorale Kälteeinwirkung bei der Nahrungszufuhr zu vernachlässigen.

Die Temperaturempfindung der Zähne hängt wiederum in erster Linie vom Schmelz ab. Einerseits weist er an den unterschiedlichen Zähnen eine unterschiedliche Dicke auf, andererseits dient er nur dann als funktionstüchtige Isolierschicht, wenn er auch wirklich intakt ist. Zusätzliche Faktoren, wie z.B. der Rückgang der Gingiva, haben

zwar auch einen Einfluss auf die Hypersensibilität der Zähne, allerdings spielen sie in dieser Studie keine Rolle.

„Der ausgereifte Zahnschmelz ist die härteste Substanz des menschlichen Körpers“ (Hellwig *et al.*, 2018) beinhaltet keine lebenden Zellen und weist eine Dicke von 1-2,3mm auf (Lüllmann-Rauch, 2015b).

Dies ermöglicht ihm nicht nur, das darunter befindliche und weichere Dentin zu schützen, sondern auch, wie bereits erwähnt, als Isolier- bzw. Schutzschicht, der im Zahn befindlichen Pulpa, zu dienen. Solange der Schmelz intakt ist, reicht er aus, um den Zahnnerv während dem Essen oder Trinken heißer bzw. kalter Speisen zu schützen. Sollte die Temperatur bzw. Kontaktzeit am Zahn ausreichen, um den Schmelz zu durchdringen, reagiert die Pulpa mit einem sensiblen Output – Schmerz. Um die Pulpa zu devitalisieren, reicht die Kontaktzeit beim Essen aber nicht aus!

## **2. Thermoplastische Kunststoffe und Temperatureinfluss:**

Wie schon erläutert hängt es bei den Thermoplasten von der sog. *Glasübergangstemperatur* ab, ob ein Kunststoff fest vorliegt bzw. ab wann er erweicht. Zur Herstellung von tiefgezogenen Alignern wird in der Regel *PETG* (Polyethylenterephthalat + Glycol) herangezogen. PETG weist je nach Quelle, eine Glasübergangstemperatur von 80°C auf, wobei die Erweichung des Thermoplasten bei ca. 70°C beginnt (Quelle nach Rewex, 2021).

PETG ist entweder als gepresster *Plank*, zum Tiefziehen, oder aufgerollt als *PETG-Filament*, für den 3D-Drucker, erhältlich.

Der weltweite Marktführer der „unsichtbaren“ Umstellungsfolien, Align Technology, verwendet zur Herstellung der Folien *TPU* (thermoplastisches Polyurethan).

TPU zeichnet sich durch seine hohe Flexibilität und gute Weiterverarbeitbarkeit aus und stellt damit eine Kombination aus Thermoplast und Elastoplast dar. Eine Verarbeitung von Polyurethan ist ab einer Temperatur von 60°C möglich (Quelle nach polyureatec, 2022).

## 1.6 Klinische Anwendung der Aligner

Aligner sollten täglich rund 22 Stunden getragen werden. Nur zum Essen und Trinken bzw. Zähneputzen dürfen sie aus dem Mund genommen werden. Je nach Gewebedisposition dauert die Umstellung der Zähne unterschiedlich lange. In Anlehnung an die Geschwindigkeit der Zahnbewegung wird der Wechsel auf die jeweils neue Schiene festgelegt. In der Regel beträgt der Abstand zwischen dem Folienwechsel jedoch durchschnittlich 14 Tage. Die Patient\*innen bekommen so lange immer wieder eine neue Schiene eingesetzt, bis die Wunschposition aller Zähne erreicht ist. Die Behandlung mit Alignern kann wenige Monate, bis hin zu zwei oder mehreren Jahren dauern.

Abb. 7 veranschaulicht das schrittweise Umstellen eines malokkludierten Zahnes bis zur gewünschten Normokklusion am Therapieende.

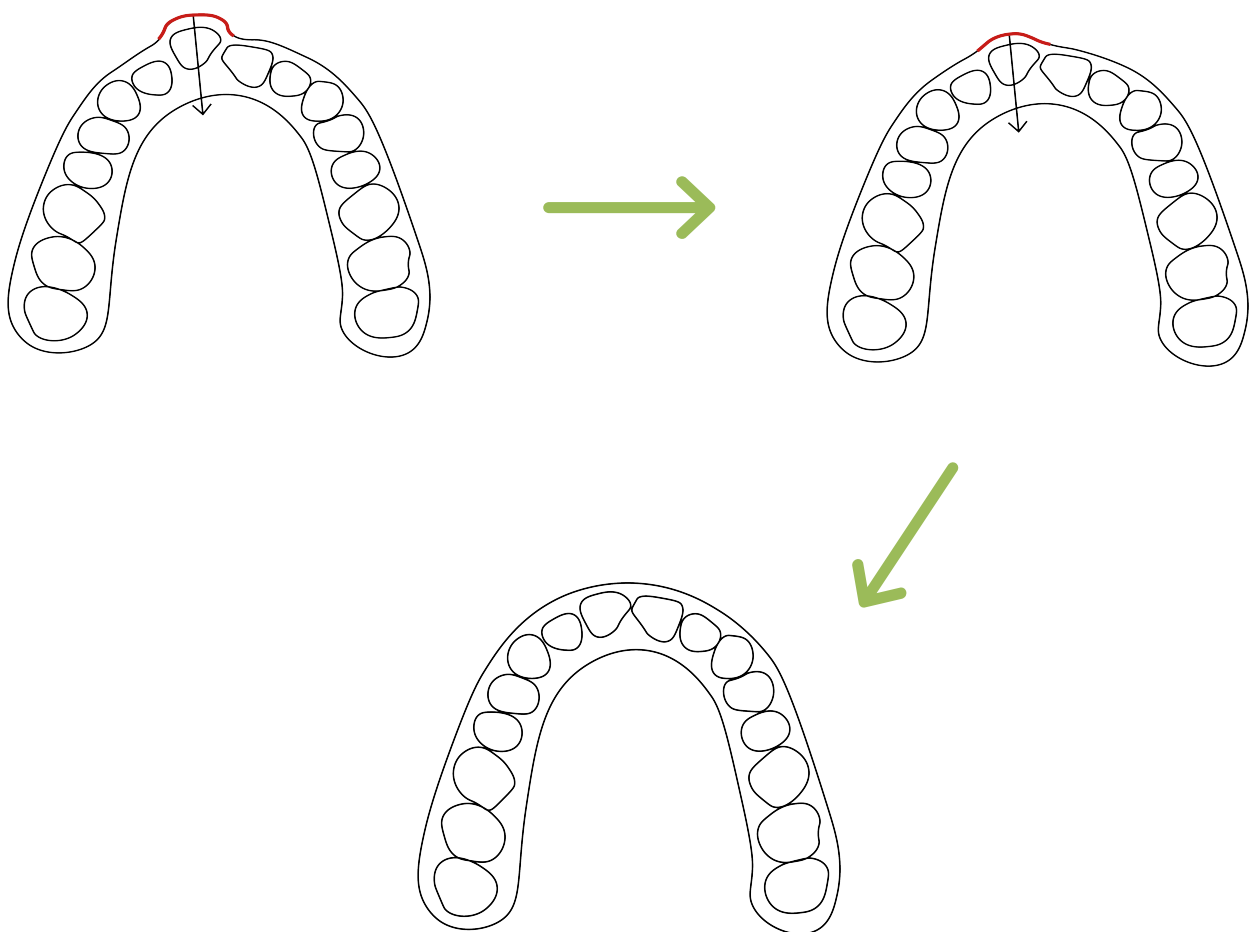


Abb. 7: Funktionsweise von Alignern

## 1.7 Hintergrund der Studie

Obwohl die Patient\*innen am Behandlungsbeginn und mehrmals während der Therapie darauf hingewiesen werden, dass die Schiene beim Essen und Trinken aus dem Mund entfernt werden soll, ist aus der klinischen Erfahrung mit den Duran® Folien bekannt, dass die Patient\*innen trotz mehrmaliger Anweisung, selten gewillt sind, diese beim Trinken von Flüssigkeiten und Essen breiiger Speisen aus dem Mund zu entfernen. Das spielt vor allem beim Trinken heißer Getränke, wie z.B. Kaffee oder Tee eine Rolle, da wie bereits erwähnt, thermoplastische Kunststoffe durch den Einfluss von Wärme verändert werden können. Vor allem während der Arbeit neigen Patient\*innen dazu nebenbei und zwischendurch einen Kaffee zu trinken, ohne die Schiene zu entfernen, da der Aufwand im Verhältnis zum Trinken eines Kaffees zu groß wäre. Auch bei Patient\*innen mit besonderen Bedürfnissen ist von einer verminderten Compliance diesbezüglich auszugehen.

Der Einfluss der Temperatur im Zusammenhang mit diesem Setting ist vor allem deshalb relevant, weil sich dann ein Thermoplast im Mund befindet. Hier stellt sich die Frage, ob der Konsum von heißen Getränken, bei gleichzeitiger Lage der Schiene im Mund, die Eigenschaften des Aligners so verändert, dass dieser einen Teil seiner Kraft und somit einen Teil seiner Wirkung verliert und folglich eine geringere Umstellung bewirkt. Außerdem stellt sich die Frage, ob es bei Hitzeeinwirkung zu einer Verformung des Aligners kommt bzw. ob er sich womöglich an die Zähne anschmiegt und somit seine vollkommene Kraft und Wirkung verliert. Sowohl die Wirkungsreduktion als auch der totale Wirkungsverlust hätten massive Auswirkungen auf die Therapie.

Kaffee wird, je nach Art, bei einer Temperatur zwischen 86°C und 96°C gebrüht. Im Kaffeehaus wird er anschließend mit ungefähr 65-70°C serviert (Quelle nach coffee-perfect, 2022). Wohl gemerkt, sollte nicht außer Acht gelassen werden, dass der Konsum von Heißgetränken über 65°C von der IARC (Internationale Agentur für Krebsforschung) als „wahrscheinlich krebserregend“ eingestuft wurde. Demnach gilt die Empfehlung den Konsum von Heißgetränke über 65°C zu vermeiden, um das Risiko eines Ösophaguskarzinoms nicht zu erhöhen (Loomis *et al.*, 2016).

## **1.8 Ziel der Studie:**

Ziel der Studie war es die Clear Aligner® (tiefgezogen) sowie die Clear Aligner Pro® (tiefgezogen) der Firma Scheu-Dental mit den Alignern der 4. Generation (3D gedruckt), von Universitätsprofessor Thomas Grieser der Montanuniversität Leoben, welche aus neu entwickeltem Kunststoff bestehen, zu vergleichen. Es sollte eruiert werden, ob und welche Auswirkung die Hitzeeinwirkung beim Trinken eines Kaffees auf die Aligner hat und ob diesbezüglich ein Unterschied besteht, ob die Folien tiefgezogen oder mit dem 3D-Drucker hergestellt wurden. Zusätzlich sollte festgestellt werden, ob in Bezug auf die Hitzeeinwirkung Unterschiede zwischen den einschichtigen Clear Alignern® und den dreischichtigen Clear Alignern Pro® bestehen. Nebeneffekte wie z.B. Verfärbung der Aligner durch Kaffee wurden nicht berücksichtigt.

## **2 Material und Methode**

Um die kausalen Zusammenhänge besser verstehen zu können wird in diesem Kapitel – Materialien und Herstellungsmethoden – etwas weiter ausgeholt.

### **2.1 Verwendetes Studienmaterial**

#### **2.1.1 Clear Aligner (Scheu-Dental)**

Die CA® werden aus PET-G über das sog. Extrusionsverfahren hergestellt. Unter Anwendung von hohem Druck und hoher Temperatur wird der Kunststoff gleichmäßig aus einer Öffnung in horizontaler Richtung gepresst. Anschließend werden aus diesem Kunststoff die zum Tiefziehen benötigten Planks gestanzt. Diese bestehen, im Vergleich zu anderen Kunststoffplanks zur Herstellung von Alignern (CA Pro®), aus nur einer Schicht Kunststoff.

#### **2.1.2 Clear Aligner Pro (Scheu-Dental)**

Im Vergleich zu den CA® bestehen die CA Pro® bei gleicher Schichtstärke aus drei Kunststoffschichten. Die sogenannte ABA-Dreischichtfolie besteht aus den horizontal angeordneten äußeren harten Copolyesterschichten (A) und einem weichen thermoplastischen Elastomerkern (B). Dadurch, weisen die Schienen andere Eigenschaften auf. Die Dreischichtfolie ist trotz gleicher Schichtstärke deutlich weicher als die Einschichtfolie. Der sich daraus ergebende Vorteil ist die gleichmäßigere Kraftverteilung über einen längeren Zeitraum. Damit sind die CA Pro® deutlich länger aktiv. Die Herstellung der CA Pro® ist der der CA® ähnlich. Nach der Extrusion und dem Auftragen der einzelnen Schichten, werden diese zu einer gemeinsamen Folie ausgewalzt. Durch das Auswalzen erreichen die späteren Planks die gleiche Schichtstärke wie die CA® - Planks. Anschließend folgt auch hier das Stanzen der Planks.

### 2.1.3 3D-gedruckte Aligner (Montanuniversität Leoben)

Die Aligner von Prof. Grießer, werden mit dem eigens dafür hergestellten, flüssigen und lichtpolymerisierenden Kunststoffharz auf Thiol-Basis, mittels 3D-Druck hergestellt.

Normalerweise basieren die Monomere von druckbaren Harzen auf Acrylaten, da diese als Aktivkomponente bei der Polymerisation dienen. Da die Polymerisation nicht vollständig abläuft, bleibt ein gewisser Anteil an Restmonomeren bestehen. Diese können mit den Biomolekülen im Mund reagieren, wodurch die Biokompatibilität in Mitleidenschaft gezogen wird.

Ein weiterer Faktor, welcher ein Problem bei der Verwendung von acrylatbasierten Harzen darstellt, ist die Sprödigkeit. Bei der Polymerisation von Acrylaten entsteht der intermolekulare Verbund durch ein Kettenwachstum, daher auch *Kettenwachstumspolymerisation* genannt (Oesterreicher *et al.*, 2016).

Allgemein besteht die Polymerisation aus drei Phasen:

1. Flüssige Phase
2. Gelphase
3. Feste Phase

Umso schneller die Polymerisation abläuft, desto schneller erfolgt der Übergang von der flüssigen in die Gelphase und umso mehr Schrumpfungsspannung entsteht. Diese ist für den Grad der Sprödigkeit verantwortlich. Das heißt umso größer die Schrumpfungsspannung, umso höher ist die Sprödigkeit des Werkstücks. Genau dieses Problem besteht bei der Kettenwachstumspolymerisation von acrylatbasierten Harzen (Oesterreicher *et al.*, 2016).

Abb.8 veranschaulicht die kurze flüssige Phase (grün), die ausgedehnte Gelphase (gelb) und anschließend die feste Phase (rot).



Abb. 8: farbliche Darstellung der Polymerisationsphasen

Aktuell gibt es am Markt nur zwei mögliche Kombinationen:

1. biokompatibel, aber spröde
2. nicht biokompatibel, dafür aber nicht spröde

Erwünscht wäre eine dritte Kombination ->

3. *biokompatibel und nicht spröde*

Der *erwünschte 3. Punkt* wird aktuell an der Montanuniversität Leoben erforscht. Ein Ansatz, um sowohl einen biokompatiblen als auch nicht spröden 3D-druckbaren Kunststoff herzustellen, basierend auf der Thiol-In-En Chemie.

Der wesentliche Unterschied besteht darin, dass der Verbund der Thiol-Monomere durch die sog. Stufenwachstumspolymerisation (= Bildung eines Netzes) und nicht durch die Kettenwachstumspolymerisation zustande kommt. Bei der Polymerisation der Thiol-Monomere entsteht ein freies Radikal, welches mit der Doppel- oder Dreifachbindung (Alken / Alkin) reagiert. Allerdings reagieren immer zwei Thiol-Monomere mit einer Dreifachbindung. Durch die Reaktion von vielen Thiol-Monomeren wird eine Vernetzung der Moleküle und somit die Bildung eines Netzes gewährleistet. Der grundlegende Faktor dabei ist, dass die Ausbildung des Monomernetzes und folglich die Polymerisation deutlich langsamer abläuft. Dementsprechend findet mehr Polymerisation in der flüssigen Phase und weniger in der Gelphase statt. Daraus resultierten eine deutlich geringere Schrumpfungsspannung und demnach auch eine *geringere Sprödigkeit*. Außerdem erfolgt ein höherer Monomerumsatz ( $\geq 95\%$ ) in der länger andauernden flüssigen Phase, was wiederum einen geringeren Restmonomergehalt verursacht. Zusätzlich sind die Restmonomere im Netz verankert, gehen daher nicht in Lösung und reagieren dementsprechend nicht mit den Biomolekülen im Mund. Damit ist die auch Voraussetzung der *Biokompatibilität* erfüllt (Oesterreicher *et al.*, 2017).

Abb. 9 veranschaulicht eine deutlich längere flüssige Phase (grün), eine verkürzte Gelphase (gelb), gefolgt von der festen Phase (rot).



Abb. 9: farbliche Darstellung der Polymerisationsphasen

## Schichtausrichtung der Aligner

Im Vergleich zu den anderen Alignerschienen wie den CA®, welche in horizontaler Richtung gepresst werden oder den CA® Pro, welche aus drei horizontal angeordneten Schichten bestehen, werden die 3D-gedruckten Aligner in vertikaler Ausrichtung der Schichten gedruckt. Die horizontale als auch vertikale Schichtung bzw. Ausrichtung bezieht sich auf die Lage im Mund. Die vertikalen Schichten verlaufen parallel zur Zahnachse (Abb.10).

Der Grund dafür ist, dass dadurch Platz gespart werden kann und somit mehr Schienen gleichzeitig gedruckt werden können.

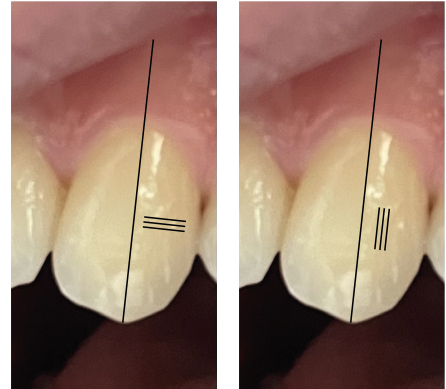


Abb. 10: horizontale (li.) vs. vertikale Schichtung (re.)

## Anzahl der Aligner

Im Rahmen dieser Studie wurden jeweils 15 Schienen CA® und CA® Pro der Firma Scheu-Dental 15 3D-gedruckte Schienen der 4. Generation der Montanuniversität Leoben getestet. Die Testung wurde auf zwei Testrunden und zwei Testwochen aufgeteilt. Zuerst wurden die jeweils 15 CA® und CA® Pro getestet. Anschließend wurden in der zweiten Testwoche die 15 Schienen der MUL gemessen. Der Grund dafür lag an der eingeschränkten Lagerungsmöglichkeit der Aligner. Die tiefgezogenen Aligner durften nicht im gleichen künstlichen Speichel aufbewahrt bzw. gelagert werden, da anschließend untersucht wurde, ob durch die Hitzeeinwirkung Moleküle aus den Alignern in Lösung gehen.

## Norm- und Malokklusionsmodelle

Zum Drucken der Norm- bzw. Malokklusionsmodelle kam ebenfalls der 3D-Druck zum Einsatz. Hierfür wurde ein Kunststoffharz auf Methacrylatbasis (dentona – optiprint model) verwendet. Der Druck für die Modelle erfolgte nicht in vertikaler, sondern in horizontaler Richtung. Diese Ausrichtung kostet prinzipiell mehr Platz und benötigt dadurch auch mehrere Druckvorgänge, allerdings sind die Modelle dadurch exakter und reproduzierbarer.

## 2.2 Herstellungsmethoden der jeweiligen Aligner

### 2.2.1 Clear Aligner / Clear Aligner Pro

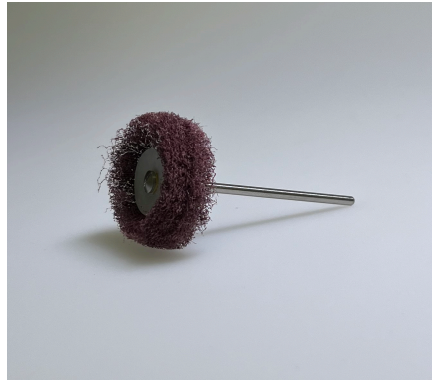
Zur Herstellung der CA®- und Ca Pro® - Folien wurde, wie bereits erwähnt, das Tiefziehverfahren genutzt. Dieses wurde im Druckformgerät Biostar® der Firma Scheu-Dental durchgeführt. Dafür wurde der Kunststoff-Plank in der Druckkammer des Druckformgerätes platziert und fixiert. Das Modell, anhand welchem die neue Schiene hergestellt werden sollte, wurde ebenfalls an seinem vorgesehenen Platz ausgerichtet. Als Nächstes wurde die Hitzequelle über die Druckkammer geschwenkt, welche den Plank für 25 Sekunden bei 220°C erwärmt bzw. erweicht hat. Nach den erfolgten 25 Sekunden Erhitzungszeit, wurde die Hitzequelle wieder entfernt und der Plank über das Modell geschwenkt und auf das Modell gekippt. Durch Verriegelung der Druckkammer wurde der Plank unter Einfluss von Vakuum und über fünf bar Druck tiefgezogen. Anschließend folgt eine 60-sekündige Abkühlungsphase.

Erst dann konnte die Druckkammer geöffnet und das Modell inkl. Schiene aus dem Gerät entnommen werden. Anschließend erfolgte noch die Entfernung der Überschüsse und Glättung der scharfen Kanten.

Das Design, gerade oder girlandenförmig, sowie die Höhe des Alignerrandes, 2 mm oder 3 mm vom Gingivalrand entfernt, kann individuell gewählt werden. Vortestungen haben gezeigt, dass die Höhe der Folien eine wesentliche Rolle spielt. So üben Schienen, welche näher an den Gingivalrand reichen, eine deutlich höhere Kraft auf die Zähne aus, als jene die vom Gingivalrand weiter entfernt sind. Da sowohl die Herstellung des girlandenförmigen, als auch des geraden Verlaufes Handarbeit ist, ist die Exaktheit und somit Reproduzierbarkeit der einzelnen Schienen *nicht* gegeben. Daraus folgt, dass Schienen die auf die vermeintlich gleiche Höhe zugeschnitten wurden, geringe Unterschiede im Kraftverhältnis aufweisen. Dies entspricht dennoch den realen Bedingungen.

Bezüglich des Designs sei noch erwähnt, dass die Herstellung eines girlandenförmigen Verlaufes, deutlich aufwendiger und vor allem schwieriger ist als die Herstellung eines geraden Alignerrandes.

Für diese Studie hat man sich am Design der 3D-gedruckten Schienen orientiert. Diese weisen einen girlandenförmigen Verlauf, welcher bis auf 2 mm zum Gingivalrand heranreicht, auf. Dafür wurde am Modell ein girlandenförmiger Verlauf eingezeichnet, welcher dann, nach Aufstecken der Schiene, auf den Aligner übertragen wurde. Anschließend folgte der Zuschnitt und die Feinausarbeitung inkl. Glättung aller Ränder mittels Wollrad (Abb.11).



*Abb. 11: Wollrad*



*Abb. 12: girlandenförmiger Verlauf am Modell eingezeichnet*

## Ablauf des durchgeführten rein analogen Tiefziehprozesses



**Schritt 1:**  
Abformung der enoralen Patientensituation mittels Alginat und in weiterer Folge Herstellung eines Gipsmodells.

**Schritt 2:**  
Herstellung eines Set-ups und Set-up Modells



### Schritt 3:

- Fixierung des Planks im Tiefziehgerät und Positionierung des Set-up Modells
- Erhitzung des Planks für 25 Sekunden
- Schwenken der Druckkammer auf das Modell & Verriegelung derselben zum Tiefziehen des Planks unter dem Einfluss von Vakuum (5,3 bar; 60 Sekunden)



**Schritt 4:**  
Ausschneiden der Folie aus dem Plank und Ausarbeitung derselben

Abb. 13: analoger Tiefziehprozess

## 2.2.2 Aligner – MU Leoben

Der Kunststoff der MUL kann rein theoretisch mit zwei unterschiedlichen Druckverfahren gedruckt werden:

1. Stereolithographie (SLA)
2. DLP (Digital Light Processing) basierte Stereolithographie

Anhand der Beschreibung dieser zwei Druckverfahren soll in der Folge erläutert werden, warum wir uns in der vorliegenden Studie für das DLP-Verfahren entschieden haben.

### Ad 1) Stereolithographie (SLA)

Die klassische Stereolithographie ist ein additives Verfahren, bei dem durch schichtweises Aushärten ein dreidimensionales Werkstück entsteht. Dabei wird flüssiges Harz durch eine Lichtquelle (Laser) ausgehärtet und in einen festen Kunststoff umgewandelt.

Bei der SLA ist ein Behälter mit Harz gefüllt, die Lichtquelle befindet sich darüber. Nur jene Bereiche, welche vom Laser bestrahlt werden, härten schließlich aus. Die Information für die Bestrahlung der auszuhärtenden Areale liegt digital (STL) vor. Nach der Aushärtung einer Schicht, wird der bereits gehärtete Kunststoff im Behälter so weit abgesenkt, dass das flüssige Harz in genau einer Schichtstärke über den ausgehärteten Kunststoff nachfließen kann, um diesen schließlich zu benetzen. Anschließend verteilt ein Schieber das Harz gleichmäßig auf der Oberfläche des bereits ausgehärteten Kunststoffes. Erst dann erfolgt die erneute Aushärtung selektiver Areale. Dieser Prozess wird so lange wiederholt, bis das gewünschte Werkstück fertiggestellt ist. Der Nachteil der SLA, im Vergleich zu den anderen Verfahren, ist die notwendige Harzmenge. Da das Werkstück abgesenkt und somit vollständig im Harz versenkt werden muss, weil sich die Lichtquelle, wie bereits erwähnt, über dem Becken befindet, muss der Behälter zur Gänze mit Harz gefüllt werden. Zusätzlich bestrahlt der Laser nicht alle auszuhärtenden Areale einer Schicht gleichzeitig. Dadurch ergibt sich der Nachteil in Bezug auf die Schnelligkeit des Verfahrens.

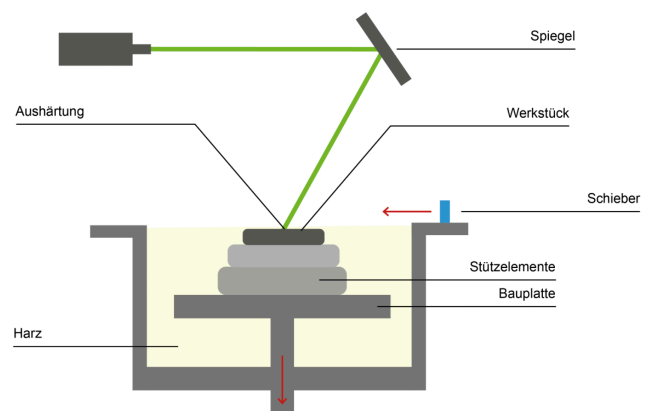


Abb. 14: Funktionsweise eines SLA Druckers

## Ad 2) DLP basierte Stereolithographie

Die auf „Digital Light Processing“ basierte Stereolithographie ist auch ein additives Druckverfahren und funktioniert nach demselben Prinzip wie die klassische SLA, allerdings ist sie entscheidend anders aufgebaut. Im Vergleich zur SLA befindet sich eine UV-Lichtquelle, in Form von Projektoren (Light engines), unterhalb des Harzbeckens. Die *Light engines* projizieren von unten ein Bild auf die Unterseite des Beckens bzw. auf das Harz. Das projizierte Bild besteht nur aus hellen und dunklen Arealen, wobei nur die hellen Bereiche des Harzes aushärten. Anschließend wird die ausgehärtete Schicht, inkl. aller bereits ausgehärteten Schichten, nach oben gezogen, sodass das flüssige Harz nachfließen kann. Diese Abfolge geschieht so lange bis das Werkstück fertig ist. Ein wesentlicher Vorteil der DLP basierten Stereolithographie gegenüber der klassischen SLA ist, dass deutlich weniger Harz benötigt wird, da das Werkstück nicht im Harz versenkt werden muss, um eine neue Harzschicht nachfließen zulassen. Zusätzlich geht dieses Verfahren deutlich schneller, weil hier alle zu polymerisierenden Bereiche gleichzeitig aushärten.

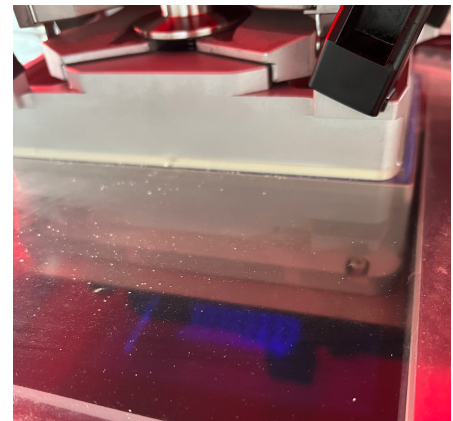


Abb. 15: Projektoren unter der Bauplatte

Aus diesen Gründen wurden, die für diese Studie benötigten Aligner mit dem *Asiga Freeform* – Drucker (hauseigener DLP-Drucker) hergestellt. Dafür wird der Drucker mit dem notwendigen flüssigen Harz befüllt und der STL-Datensatz übermittelt. Nach dem Druck wurden die mitgedruckten Stützen (Supports), welche zur Steigerung der Stabilität des Werkstücks dienen, entfernt und die Schienen von der noch bestehenden oberflächlichen Kunststoffschicht gesäubert. Dafür wurden die frisch gedruckten Folien in einen Behälter mit 99%igem Isopropanol eingelegt. Der Behälter wird dann inkl. der darin befindlichen Aligner für fünf Minuten in ein Ultraschallbad gestellt. Nach der Reinigung wurden die Schienen in einer UV-Kammer, endgehärtet. Die zehnmündige Endpolymerisation erfolgt in der Aushärtekammer Form Cure der Firma formlabs bei einer Wellenlänge von 405nm und einer Temperatur von 60°C. Nach der Endhärtung waren die Schienen bereit für die Testungen.

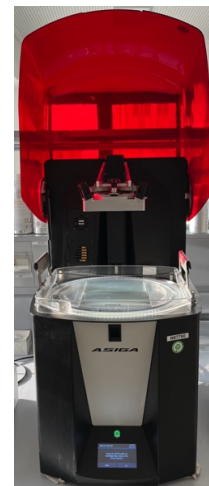
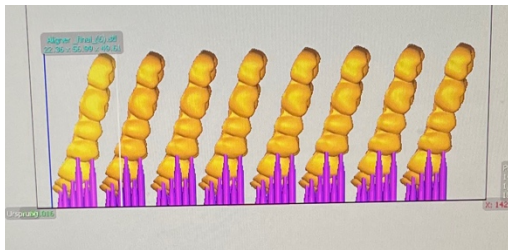
## Ablauf des durchgeführten rein digitalen Workflows



**Schritt 1:**  
Enoralscan mit anschließender virtueller Set-up-  
Erstellung und Zeichnen des Aligners am  
Computer



**Schritt 2:**  
Daraufhin erfolgte die digitale Positionierung der  
Schienen auf der virtuellen Bauplatte und die  
Sendung der Informationen an den 3D-Drucker.



**Schritt 3:**  
Einfüllen des Druckharzes in die Harzwanne. Anschließend erfolgte der Druck  
der Aligner.

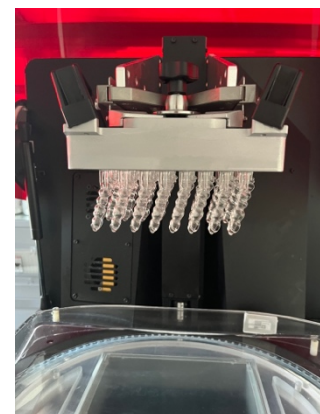


Abb. 16: Teil 1 des rein digitalen Workflows

**Schritt 4:**

Entnahme der Bauplatte aus dem Drucker und vorsichtiges Abtragen der Aligner inkl. den zum Druck benötigten Supports.

**Schritt 5:**

Trennung in die einzelnen Aligner und anschließende Entfernung der Supports an der Außenseite der Schienen.

**Schritt 6:**

Nach Entfernung der Supports, war der Aligner bereit für die Nachbehandlungen. Als erstes folgte eine fünfminütige Reinigung im Ultraschallbad. Dann wurden die Schienen bei 60°C und 405 nm Wellenlänge, je zehn Minuten nachgehärtet. Somit war der Aligner bereit für die Messungen.

Abb. 17: Teil 2 des rein digitalen Workflows

### 2.2.3 Norm- und Malokklusionsmodelle

Für diese Studie wurde nur ein *Normokklusionsmodell* benötigt. Dieses wurde zum Tiefziehen der 15 benötigten CA®- und CA Pro®-Folien herangezogen. Die Herstellung erfolgte, wie bereits erwähnt, auch hier mit dem gleichen DLP-Drucker. Dafür wurde ein bereits vorhandener STL-Datensatz eines Normokklusionsmodells verwendet, welcher aus einer Vorstudie stammt.

Für die Lagerung der Schienen im künstlichen Speichel wurden jedoch *Malokklusionsmodelle* verwendet. Hierfür wurde das bereits gedruckte Normokklusionsmodell mittels Alginatabdruck dupliert und mit Gips ausgegossen. Anschließend wurde am Gipsmodell der Zahn 11 ausgeschnitten, um 0,5mm nach vorne (enoral in Richtung labial) versetzt und in malokkludierter Position fixiert. Im Anschluss an das Scannen des duplierten Malokklusionsmodells erfolgte dessen Herstellung mittels 3D-Druck.

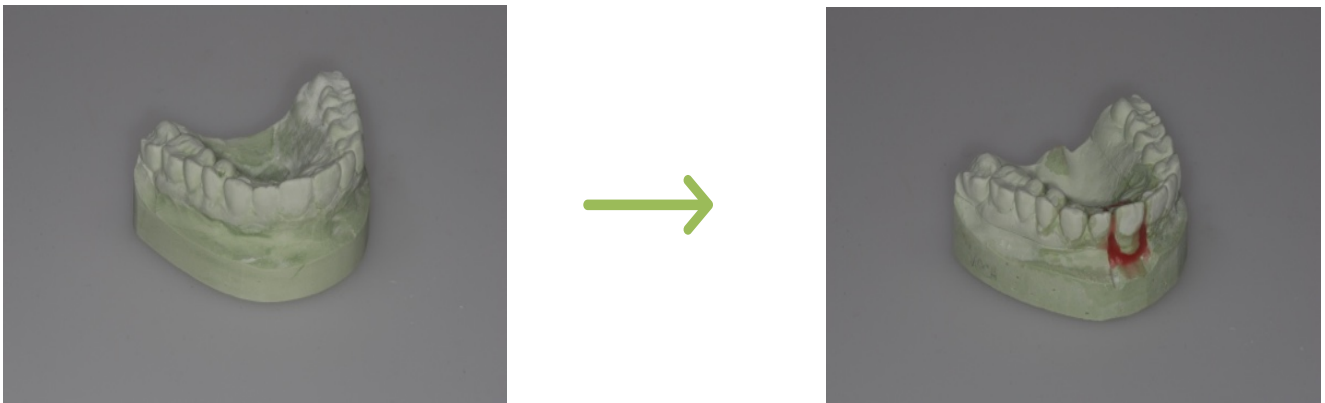


Abb. 18: Set-up zur Herstellung der Malokklusionsmodelle

Anhand der digitalen Modelle, wurden für eine parallellaufende Studie 32 exakt gleiche Malokklusionsmodelle gedruckt. 30 für die Lagerung der Modelle im künstlichen Speichel und zwei Modelle für die Applikation auf den Messapparaturen. Da aus vorangegangenen Vortestungen bereits bekannt war, dass sich die Modelle nach längerer Lagerungszeit im flüssigen Speichel nicht verändern und der Kunststoff der Modelle nicht in Lösung geht, konnten für diese Studie alle Modelle übernommen werden. Diese Modelle wurden für die

Lagerung der Alignerschienen im künstlichen Speichel über die komplette Testphase hinweg verwendet. Ein weiteres Modell wurde, für die Testung per se, auf der Messapparatur fixiert. Auch die benötigten Normokklusionsmodelle zum Tiefziehen der Alignerfolien wurden in der parallellaufenden Studie gedruckt. Daher wurden auch diese übernommen bzw. für beide Studien herangezogen, um Ressourcen und Kosten zu sparen (Kornek, 2022).

## **2.3 Einschlusskriterien und Ausschlusskriterien**

In dieser Studie wurde davon ausgegangen, dass täglich durchschnittlich zwei Tassen Kaffee ohne Mahlzeit konsumiert werden, weshalb jede Schiene zweimal täglich getestet wurde. Dabei wurden plausible Messzeitpunkte, welche den Abständen des Kaffeetrinkens über den Tag hinweg entsprechen würden, gewählt. Um reproduzierbare und vergleichbare Werte zu erhalten, wurden alle Schienen im exakt gleichen Abstand von vier Stunden zweimal täglich getestet.

Da aus der klinischen Erfahrung bekannt ist, dass die Schienen schon nach wenigen Tagen drastische Verluste der Umstellungskraft einbüßen, wurden die Testungen der Schienen nur über 5 Tage hinweg durchzuführen.

In dieser Studie wurde rein das thermische Verhalten der Aligner erforscht. Die unterschiedliche Anordnung der Schichten der Vergleichsgruppen, die Wasseraufnahme der Schienen und die daraus resultierenden Auswirkungen auf die Eigenschaften der Aligner, wurden nicht berücksichtigt. Die Wasseraufnahme war nur insofern einbezogen worden, als eine Vortestung ohne Lagerung im künstlichen Speichel erfolgte, um einerseits einen vergleichbaren Ausgangswert der Schienen zu erhalten und um andererseits abschätzen zu können, ob die rein thermische Einwirkung einen Kraftverlust bewirken würde.

## 2.4 Vortestungen

Da die im World Wide Web (WWW) angegebenen 70°C beim Servieren des Kaffees recht hoch erschienen, wurden „Vortestungen“ unternommen. Mittels, der von der Montanuniversität Leoben ausgeborgten, Wärmebildkamera der Firma Flir, wurde die Temperatur von Kaffees, unterschiedlicher Zubereitungsart und unmittelbar nach dem Servieren, ermittelt. Folglich kann der erforschte und angezeigt Wert nur als Richtwert angesehen werden.

Die Untersuchung ergab, dass :

- 1) der Automatenkaffee, in diesem Fall der Firma Dallmayr, mit über 70°C in den Trinkbecher gefüllt wird (Abb.19).
- 2) Bei Zubereitung mit der herkömmlichen Filtermaschine landet der Kaffee mit ungefähr 75°C in der Tasse (Abb. 20).
- 3) Nach der Zubereitung mit dem Espresso-Kocher wird der Kaffee mit über 83°C in die Tasse gefüllt (Abb.21).

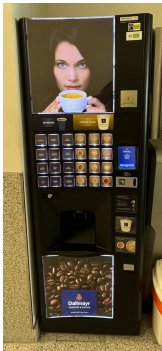


Abb. 19:  
Kaffeeautomat



Abb. 20:  
Filterkaffeemaschine



Abb. 21:  
Espressokocher

Somit wird davon ausgegangen, dass die angegebenen Werte im WWW stimmen bzw. auf keinen Fall zu hoch sind. Deshalb wurde in dieser Studie eine Wassertemperatur von 70°C des Tauchbeckens angestrebt. Aufgrund der Umgebungstemperatur kann es aber bei der Erhitzung des Testbeckens zu Abweichungen von 1-2°C kommen.

## 2.5 Messapparatur und Aufbewahrungsstätte

### 2.5.1 Die eigentliche Messapparatur

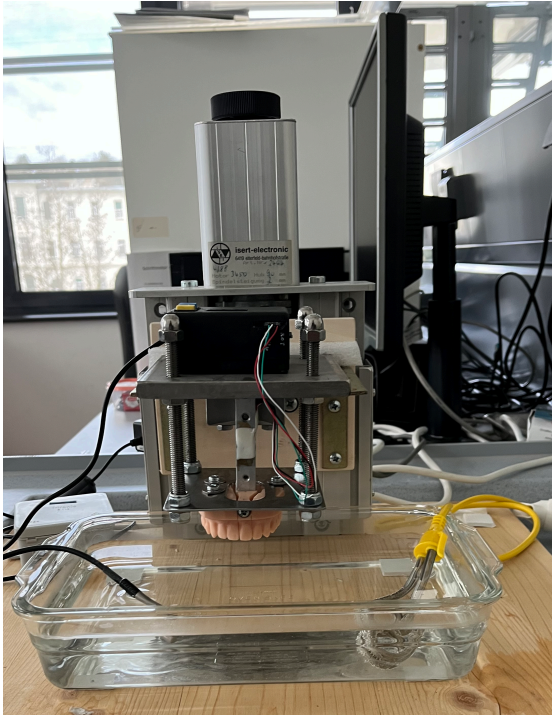


Abb. 22: die Messapparatur von vorne

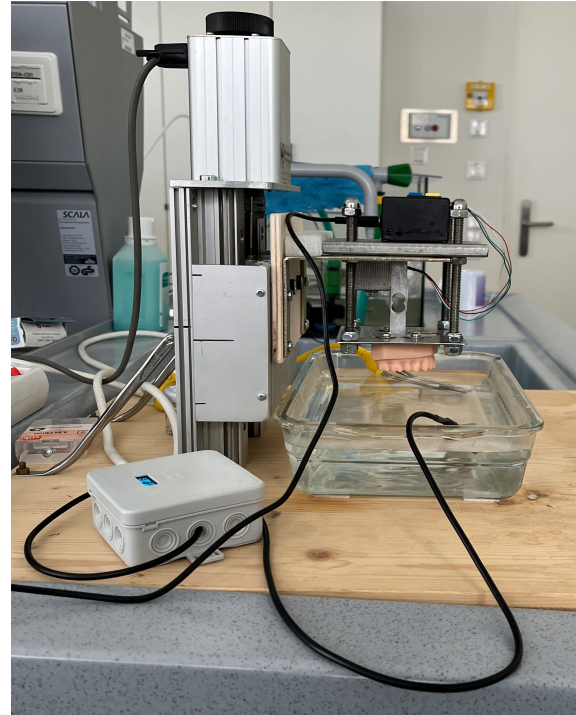


Abb. 23: die Messapparatur von der Seite

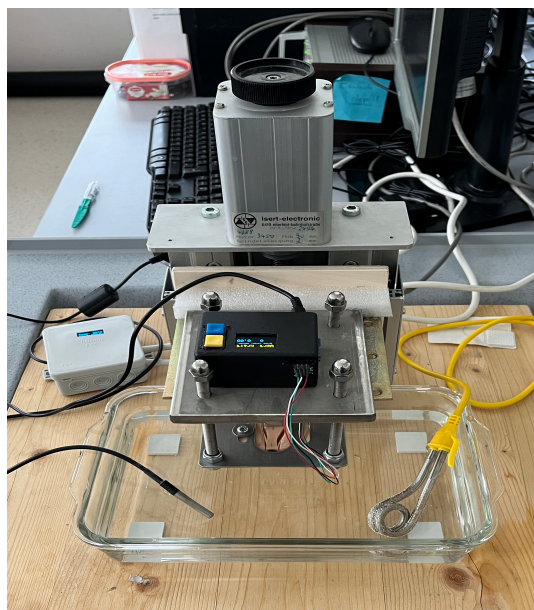


Abb. 24: die Messapparatur von oben

Die für diese Studie benötigte respektive verwendete Messapparatur wurde eigens für die Testungen, vom hauseigenen Computer-Fachmann des Klinikums für Zahnmedizin und Mundgesundheits, entwickelt. Die Apparatur besteht aus unzähligen Einzelteilen, kann aber grob in 3 Gruppen unterteilt werden, bestehend aus:

1. dem Würfel inkl. Messmodell
2. dem „Lift“ und dem Wasserbecken
3. dem Heizelement

#### Ad 1) der Würfel inkl. Messmodell

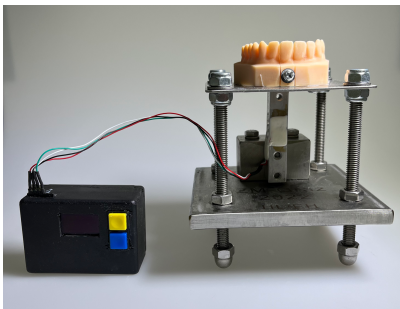


Abb. 25: der Würfel von vorne

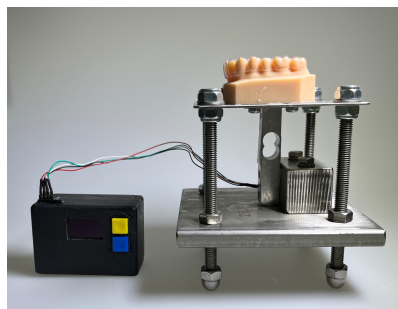


Abb. 26: der Würfel von der Seite

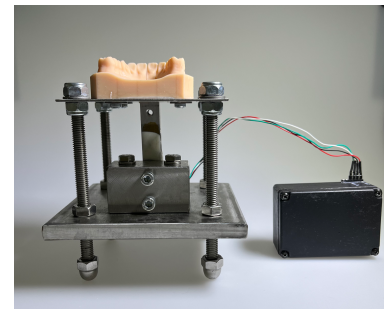


Abb. 27: der Würfel von hinten

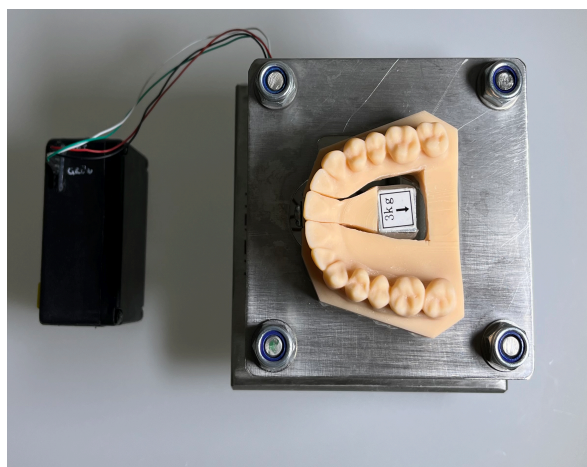
Der „Würfel“ besteht aus nur zwei Metallplatten, die das Fundament und die Decke bilden. Zur Seite hin ist der Würfel offen. Die Bodenplatte (B 12cm x L 12cm x H 1cm) ist durch vier Distanzschrauben mit der Deckplatte (B 10cm x L 10cm x H 0,1cm) in einem Abstand von 7cm verbunden und starr verschraubt, sodass der Abstand beim Hantieren mit dem Würfel stets eingehalten werden kann. Durch die Deckplatte wurde ein ovales Loch mit den Maßen 5 x 2cm und zwei weitere Löcher mit den Maßen 5 x 0,5cm gebohrt. Durch das größere der drei Löcher wurde die schlussendlich vertikal ausgerichtete 3kg-Wiegezone geführt. Diese ist mit einem Metallquader verbunden, welcher wiederum mit der Bodenplatte fix verschraubt.



Abb. 28: Fixierung des Modells bzw. Durchtritt der Wiegezone

An der Außenseite der Deckplatte wurde das Messmodell angebracht. Das Messmodell ist, wie im Punkt 2.2.3 beschrieben, ein Malokklusionsmodell. Allerdings besteht hier ein wesentlicher Unterschied zu den malokkludierten Lagerungsmodellen, welche mit dem malokkludierten Zahn 11 gedruckt worden waren. Beim Messmodell wurde an einem Normokklusionsmodell sozusagen ein Set-up gemacht und der Zahn 11 inkl. eines Teilstückes des Gaumens ausgeschnitten. Ein Teil des ausgeschnittenen Gaumens wurde dabei entfernt, um Platz für die Wiegezone zu schaffen.

Das Reststück des ausgeschnittenen Gaumens, welches den Zahn 11 beinhaltete, wurde mit der 3kg-Wiegezone fix verschraubt und war somit nicht verstellbar. Der verbliebene Restoberkiefer hingegen, wurde leicht verstellbar über die 2 längsovalen Löcher mittels dreier Schrauben mit der Deckplatte verschraubt. Dadurch wurde eine beliebige Einstellung des Abstandes des Zahnes 11 zum Restoberkiefer und somit zur Restverzahnung, ermöglicht.



*Abb. 29: der Würfel von oben - Wiegezone*

In dieser Studie wird der Zahn 11, wie bereits erwähnt, um 0,5mm nach labial versetzt. Um diesen Abstand gewährleisten und reproduzierbar einstellen zu können, wurde zwischen den stützenden Quader und der Wiegezone ein 0,5mm dünnes Metallplättchen eingelegt. Alle drei Komponenten, (Wiegezone, Metallplättchen und Stützquader) wurde miteinander verschraubt, sodass sich der Zahn 11 genau im Abstand von 0,5mm zum Zahnbogen und unverschieblich zu diesem befand.

Die Wiegezone ist mit einem Sensor verkabelt, welcher durch das Drücken eines (gelben) Startknopfes, die auf den Zahn ausgeübte Kraft, sowie jegliche Änderung der Kräfte misst. Durch das Betätigen eines (blauen) Stoppknopfes wird die Messung gestoppt. Die Werte werden in Form einer Excel-Tabelle mitgeschrieben und direkt auf eine microSD-Karte gespeichert. Anhand der gespeicherten Werte erfolgt die Auswertung von etwaigen Kraftänderungen respektive -verlusten. Der Sensor ist zusätzlich über WLAN mit einem Computer verbunden, welche das Mitschreiben der Werte (Abb. 31) aufzeigt und dadurch eine Sicherheit und Kontrolle während der Messung bietet.

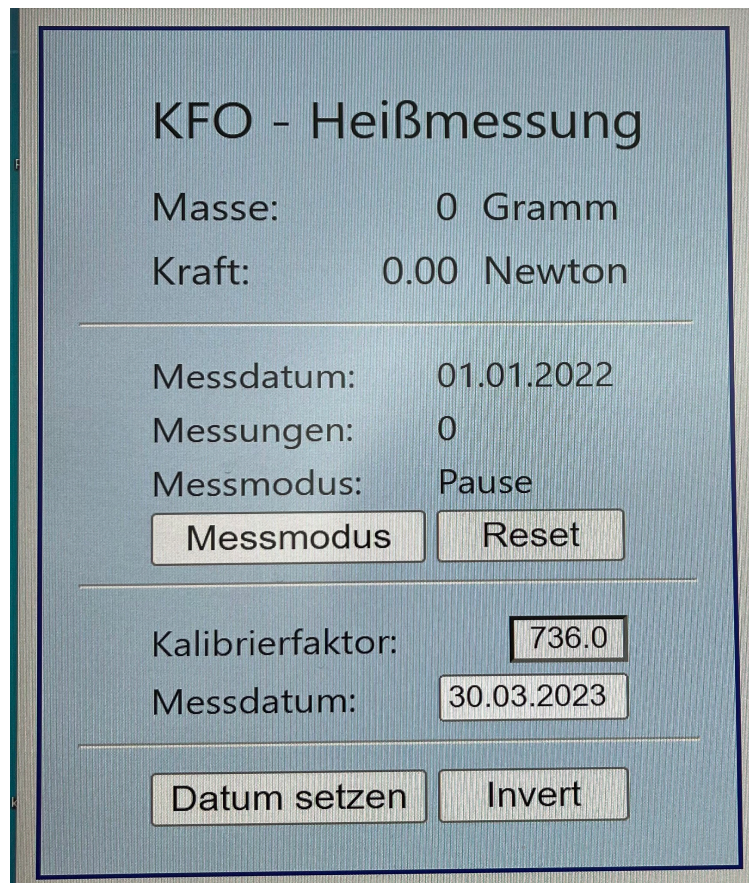


Abb. 30: Messkontrolle

## Ad 2) der „Lift“

Der Schrittmotor, salopp als „Lift“ bezeichnet, fungiert hier einerseits als Halteelement bzw. Aufhängevorrichtung für den Würfel, sowie andererseits für das Chauffieren des Würfels inklusive der zu testenden Schiene in das darunter befindliche Becken, welches das erhitzte Wasser beherbergt. Dieser ist mit einer Holzplatte verschraubt und über zwei Stützstangen nach hinten hin gegen die Holzplatte abgestützt. Der Schrittmotor wird über eine Software vom Computer aus, gesteuert und durch die Eingabe von „test“ und anschließender Bestätigung mittels Enter-Taste aktiviert. Die Software ist relativ simpel programmierbar und ermöglicht so die millimetergenaue Einstellung der zurückzulegenden Strecke. Dementsprechend wurde im Vorhinein die Distanz zwischen dem Gingivalrand des Modells und der Wasseroberfläche ausgemessen und als zurückzulegende Strecke eingestellt. Folglich bewegt sich der „Lift“ nach Aktivierung genau um diese Distanz nach unten und sofort nach dem Erreichen der Endposition wieder zurück in die Ausgangsposition.

Um überhaupt als „Lift“ für den Würfel fungieren zu können, wurde eine weitere kleine Holzplatte (L 15cm x B 11cm x T 0,7cm) mittels Schrauben an der Vorderseite des Schrittmotors befestigt. An diese wurden wiederum, ebenfalls mithilfe von insgesamt vier Schrauben, zwei Metallwinkel, fixiert. Diese dienten so als Gabel, wie es bei einem herkömmlichen Gabelstapler der Fall ist. Die Metallwinkel sind in einem genau definierten Abstand (Innenkante zu Innenkante = 10,2 cm) angebracht, sodass ein leichtes Auflegen und ebenfalls ein stabiler Transport des Messwürfels ermöglicht wurde. Wie oben erwähnt, befand sich unterhalb und vor dem Schrittmotor ein Wasserbecken, in welches die Schienen getaucht wurden. Dieses hat die Maße L 30cm x B 18cm x H 6cm und wurde nahezu Rand eben mit Wasser befüllt. Der Rand dieses aus Glas bestehenden Beckens wurde beim Absenken des Würfels ein Hindernis für den Würfel an sich darstellen und das Eintauchen der Aligner wäre so nicht möglich. Um dieses Hindernis zu überwinden, wurde auf der Oberseite der Metallwinkel ein Stück Styropor (T 2,5 cm) angebracht, welches als Distanzhalter zwischen der Vorderseite des Schrittmotors und dem Hinterrand des Messwürfels diente. Auf diese Weise wird ein reibungsloses Absenken und Eintauchen der Schienen ermöglicht.

### Ad 3) das Heizelement

Um das Wasser im Glasbecken auf eine Temperatur 70°C zu erhitzen, wurde ein strombetriebener Tauchsieder eingesetzt. Dieser wurde am Rand des Beckens platziert und über eine Steckdose direkt mit einem Temperaturregler verbunden, welcher an eine 230V Steckdose angeschlossen war. Somit hat dieser nicht nur die Funktion eines Kontrollzentrums ausgeübt, sondern liefert auch den für den Tauchsieder benötigten Strom. Vom Temperaturregler geht ein Kabelfühler weg, welcher in das Wasserbecken eingelegt wurde. Dieser übermittelt dann die Wassertemperatur, welche auf dem digitalen Display des Temperaturreglers ablesbar ist. Dadurch ist eine dauerhafte Überwachung der Wassertemperatur möglich.



Abb. 31: Kabelfühler



Abb. 32: Temperaturregler des Tauchbeckens

Durch die Umgebungstemperatur kühlt Wasser dennoch immer wieder ein wenig ab. Deshalb ist eine konstante Wassertemperatur nicht möglich. Sobald in dieser Studie die Temperatur unter 70°C fiel, wurde die Leistung des Tauchsieders über den Regler gesteigert und das Wasser wieder auf die benötigten 70°C erhitzt. Außerdem kommt es beim Aufheizen von Wasser zu geringer Verdunstung desselben, weshalb immer wieder Wasser nachgefüllt werden muss. Dies bewirkte wiederum eine leichte Abkühlung des Wassers und eine Aktivierung des Tauchsieders.

Wenn die gewünschte Wassertemperatur von 70°C erreicht war, senkte der Temperaturregler die Leistung des Tauchsieders. Folglich wurde eine Temperatursteigerung über 70°C vermieden.

## 2.5.2 Die Aufbewahrungsstätte der zu testenden Aligner

Um nahezu in-vivo Verhältnisse zu schaffen, erfolgte die Lagerung der Aligner auf Malokklusionsmodellen, welche dieselbe Auslenkung des Zahnes 11, wie das Messmodell, aufweisen. Die Lagerungsmodelle inkl. den Alignern sind dann über die ganze Testphase bzw. zwischen den Testungen in künstlichen Speichel (Sialin-Sigma der Firma Sigmapharm) eingelegt. Es wurde so viel Speichelersatzmittel eingefüllt, dass alle Modelle vollständig von diesem bedeckt waren. Der Speichel befand sich in einem kleinen Aquarium mit den Maßen L 30cm x B 20cm x H 20cm. In dieses passten 30 Malokklusionsmodelle und somit 30 der 45 Schienen. Um das Speichelersatzmittel auf ungefähr 36,5°C Körperkerntemperatur zu erwärmen, wurde das Aquarium wiederum zentral in einem größeren Aquarium (L 50cm x B 30cm x H 30cm) platziert. Folglich ergab sich ein zirkulärer Abstand zwischen den beiden Aquarium-Wänden. In diesen Bereich wurde Wasser gefüllt, sodass ein Wasserstand von ungefähr 10 cm erreicht wurde. Über die Erwärmung dieses Wassers auf ungefähr 37°C erfolgte ebenso die Erwärmung des künstlichen Speichels im kleinen Aquarium. Der Grund für die Erhitzung des Wassers auf 37°C besteht darin, dass durch die Glaswand des kleineren Behälters minimal Temperatur verloren geht.

Das Aufheizen des Wassers erfolgte ähnlich wie die vorhin schon beschriebene Erhitzung des Tauchbeckens.

In das Wasser ist ein Heizstab eingelegt, welche über einen Temperaturregler an eine 230V Steckdose angeschlossen ist. Vom Regler gehen hier zwei Kabelfühler weg. Einer misst die Temperatur des Wassers, der zweite ist in den künstlichen Speichel eingelegt, der demnach die Temperatur des Speichels misst. Ist die Temperatur des Wassers, aber auch künstlichen Speichels zu gering, wird die Leistung des Heizstabes im Wasser gesteigert. Dadurch erfolgt die Erhitzung des Wassers und somit auch des, im kleinen Aquarium befindlichen, Speichels. Ist nun die gewünschte Speicheltemperatur erreicht, wird auch hier die Leistung des Heizstabes gesenkt. Somit wird eine nahezu konstante Temperatur von 36,5°C des Speichels gewährleistet.

Um eine optimale Wasserzirkulation zu erreichen, wurde auf der gegenüberliegenden Seite des Heizstabes eine Wasserpumpe eingelegt. Diese saugte das, in ihrer Nähe befindliche, Wasser an und leitete es über einen herkömmlichen Gartenschlauch auf die andere Seite zum Heizstab. Zusätzlich war das in der Mitte platzierte kleinere Aquarium auf 2 cm hohe

Füße gestellt, sodass auch ein Wasserfluss bzw. Zirkulation unter dem Behälter ermöglicht wurde. Da die Erwärmung der beiden Flüssigkeiten zur Verdunstung derselben führt, wurden für beide Behälter etwas größere Plexiglasplatten zugeschnitten. Diese dienen zur Abdichtung der beiden Aquarien, um die Wärme in den Behältern und somit die gewünschte Temperatur zu halten.



Abb. 33: das Lagerungsbecken von vorne



Abb. 34: das Lagerungsbecken von oben

## **2.6 Messvorgang**

### **2.6.1 Überblick über den Messvorgang**

Die Testphase erstreckte sich über 6 Tage und beinhaltete 11 Messungen pro Schiene, sofern die Schienen zuvor nicht aufgrund eines zu großen Schadens durch die Hitzeeinwirkung beschädigt worden waren und folglich keine Messung mehr möglich war.

Die 1. Messung war eine sogenannte Trockenmessung. Hierfür werden die Aligner vor dem 1. Messdurchgang nicht in das Speichelersatzmittel eingelegt. Dies diente dazu einen vergleichbaren Messwert für die folgenden Messungen zu erhalten und zu eruieren, ob rein die Hitzeeinwirkung für etwaige Kraftverluste der Folien verantwortlich sein könnte. Anschließend werden die Schienen über Nacht trocken gelagert um, durch potenzielle Regeneration nach der Hitzeeinwirkung, eine nahezu identische Ausgangssituation zu erhalten wie vor der Trockenmessung.

Am nächsten Tag wurden die Schienen 2 Stunden vor dem 1. Messdurchgang in den künstlichen Speichel eingelegt. Dadurch wird das Einsetzen der Schiene beim Zahnarzt, um 8 Uhr morgens und anschließendem ersten Kaffeekonsum gegen 10 Uhr vormittags, mit der Schiene in situ, simuliert.

Alle Schienen wurden durchnummeriert, um bei jeder Testung die gleiche Reihenfolge einzuhalten. Folglich wird jeder Aligner im nahezu gleichen Abstand zur nächsten Testung, mit nahezu gleicher „extraoral“ Phase, aus dem Becken entnommen. Jede Folie wurde kurz vor der Messung aus dem Speichelbecken entnommen, vom Modell abgenommen, auf das Messmodell aufgesteckt und sofort nach der Messung wieder auf dem Lagerungsmodell, in den Speichel eingelegt.

Nach Durchführung der Messung aller Schienen wurde ein Abstand von 4 Stunden, bis zur nächsten Testrunde des Tages, eingehalten. So wurde der Kaffeekonsum ohne Nahrungsaufnahme am Vormittag gegen 10 und ungefähr 14 Uhr nachmittags simuliert.

## 2.6.2 Der exakte Messvorgang

Um die Messung überhaupt durchführen zu können, wurde das Modell zuerst aus dem Speichelersatzmaterial und der Aligner vom Modell genommen. Anschließend folgte das Aufstecken des Aligners auf das Messmodell mit der 3kg-Wiegezeile am Würfel. Nachfolgend wurde der Würfel inkl. Sensor, sozusagen auf den Kopf gestellt und auf die „Gabeln“ des Schrittmotors gehängt. Vor dem Start der Messapparatur, wurde am Computer das Codewort „test“ in das Steuerungsprogramm eingegeben. Dann folgte die Betätigung des Startknopfes auf dem Messsensor mit anschließender Aktivierung des Schrittmotors durch die Bestätigung des Codewortes mit der „Enter-Taste“ auf dem Computer. Durch die Enter-Eingabe setzt sich der Schrittmotor in Bewegung und chauffiert den Würfel mit der an der Unterseite befindlichen Folie in Richtung Tauchbecken. Nach dem Erreichen der Endposition im erhitzten Wasser, fährt der Schrittmotor sofort zurück in seine Ausgangs- bzw. Startposition. Nach Erreichen dieser, folgte die Betätigung des Stoppknopfes des Sensors. Anschließend konnte der Würfel wieder vom Schrittmotor gehoben, auf den Kopf gestellt und die Schiene vom Messmodell abgesetzt werden. Anschließend wurde die Schiene wieder am Lagerungsmodell angebracht und bis zur nächsten Messung im Speichelersatzmaterial eingelegt.

Der genaue Messzyklus wird in den Abbildungen 35 und 36 veranschaulicht.

Die Tauchphase der Aligner ist im Vergleich zur enoralen Transportphase des Schluckgutes deutlich (circa um das Doppelte) verlängert. Grund dafür war die schwierige technische Umsetzbarkeit. Durch Limitation der Geschwindigkeit des Schrittmotors, sowie der Maximalgeschwindigkeit, welche der Sensor für genaue Ergebnisse nicht überschreiten darf, war es nicht möglich die Eintauchphase zu verkürzen. Dennoch kann diese verlängerte Eintauchphase mit einem großen Schluck Kaffee oder Tee verglichen werden.

## Der Messvorgang im Detail



### **Schritt 1:**

Aufstecken des Aligners auf das Messmodell am Würfel.

(Nach Entnahme des Modells inkl. Aligner aus dem Lagerungsbecken und Abnahme der Folie vom Lagerungsmodell.)



### **Schritt 2:**

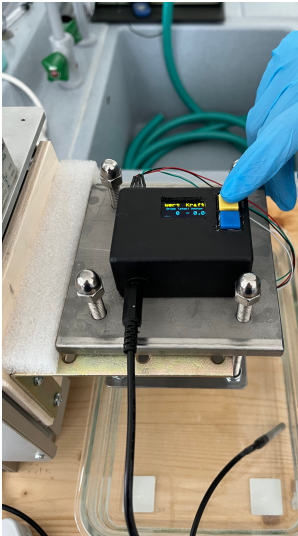
Aufhängen des Messwürfels auf die „Gabeln“ des Schrittmotors.

```
Willkommen zum FreeDOS 1.3 Betriebssystem  
COM1 auf 9600 Baud mit 8.1 noparity  
Steuerung initialisieren  
init.ser => COM1  
Schrittmotor betriebsbereit  
C:\STEP>test  
move down ...  
move_dn9.ser => com1  
wait 5 sec ...  
move up ...  
move_up9.ser => com1  
C:\STEP>test  
move down ...  
move_dn9.ser => com1  
wait 5 sec ...  
move up ...  
move_up9.ser => com1  
C:\STEP>test
```

### **Schritt 3:**

Eingabe des Codewortes „test“ in die Steuerungssoftware.

Abb. 35: Der Messvorgang im Detail - Teil 1

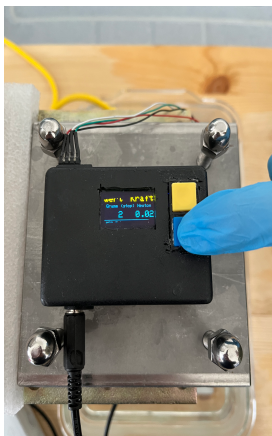
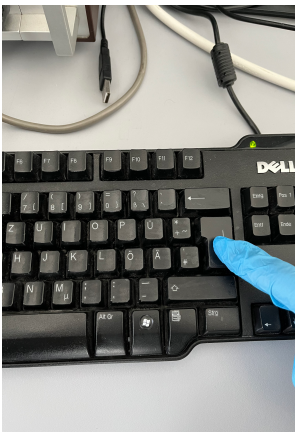


**Schritt 4:**

Drücken des gelben Start-Knopfes am Messsensor.

**Schritt 5:**

Bestätigung des Codewortest „test“ mittels Enter-Taste. Daraufhin bewegt sich der Würfel in Richtung Tauchbecken. Nach Erreichen der Endposition fährt dieser zurück in die Ausgangsposition.



**Schritt 6:**

Drücken des blauen Stopp-Knopfes zur Beendigung der Messung. Anschließend wurde der getestete Aligner wieder auf das Lagerungsmodell aufgesteckt und im künstlichen Speichel gelagert.

Abb. 36: Der Messvorgang im Detail - Teil 2

### 2.6.3 Genauer Ablauf der Studie

<b>Sonntag abends</b>	Trockenmessung
<b>Montag nachmittags</b>	1. Feuchtmessung
<b>Montag abends (+4h)</b>	2. Feuchtmessung
<b>Dienstag morgens</b>	3. Feuchtmessung
<b>Dienstag nachmittags (+4h)</b>	4. Feuchtmessung
<b>Mittwoch vormittags</b>	5. Feuchtmessung
<b>Mittwoch nachmittags (+4h)</b>	6. Feuchtmessung
<b>Donnerstag morgens</b>	7. Feuchtmessung
<b>Donnerstag mittags (+4h)</b>	8. Feuchtmessung
<b>Freitag morgens</b>	9. Feuchtmessung
<b>Freitag mittags (+4h)</b>	10. Feuchtmessung

Tab. 1: Zeitlicher Ablauf der Testungen

Die Messwerte wurden auf dem Display des Sensors sowohl in Newton (N) als auch in Gramm (g) dargestellt. Die eigentliche Aufzeichnung erfolgte nur in Newton. Pro Messung wurden circa 30 Werte mitgeschrieben. Daraus ergaben sich maximal 330 Werte pro Aligner, welche anschließend zur Auswertung bezüglich des Ausmaßes des Kraftverlustes herangezogen wurden. Einerseits wurden die drei Gruppen miteinander verglichen und andererseits auch die einzelnen Aligner innerhalb einer Gruppe, um eine mögliche Streuung und Abweichungen nachzuweisen.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Die Messergebnisse

In der durchgeführten Studie wurden drei Aligner-Gruppen miteinander verglichen. Zwei der drei Gruppen waren Umstellungsschienen, welche über den analogen Weg, dem Tiefziehverfahren, aus thermoplastischen Kunststoffplanks hergestellt wurden. Die dritte Gruppe bestand im Vergleich dazu aus einem 3D-druckbaren, thiol-basierten Harz, welches auf der Montanuniversität Leoben entwickelt wurde.

Alle 3 Aligner-Gruppen zeigten deutlich voneinander abweichende Ausgangswerte. Jede der einzelnen Gruppen zeigte eine Streuung in einem gewissen Kraftbereich, der in seinem Größenumfang so charakteristisch war, dass man auf den Alignertyp rückschließen konnte.

Die maximale Ausgangskraft hat sich nach dem ersten Hitzekontakt bei der Trockenmessung um ein Vielfaches reduziert und nicht regeneriert. Folglich hatte keine einzige Schiene am Folgetag bei der ersten „Feuchtmessung“ denselben bzw. annähernd gleichen Ausgangswert wie am Tag zuvor. Die CA® und die CA Pro® der Firma Scheu-Dental GmbH wiesen bei der ersten Feuchtmessung im Schnitt nur mehr ein Drittel der ursprünglichen Kraft auf. Die Vergleichsgruppe der 3D-gedruckten Aligner verloren im Vergleich zur Trockenmessung im Schnitt das Zwölfwache ihrer Ausgangskraft (Abb.37).

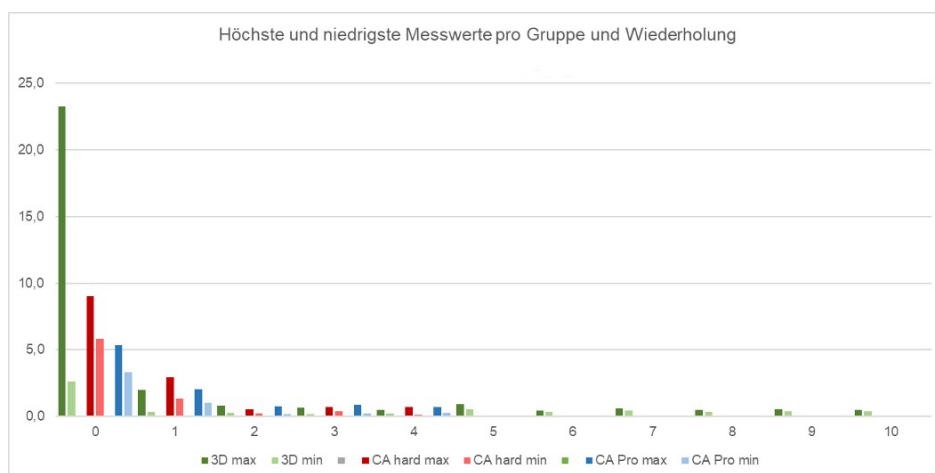


Abb. 37: höchste und niedrigste Messwerte im Mittel pro Gruppe und Wiederholung inkl. der Trockenmessung

Weiters fällt auf, dass, obwohl die Folien der Montanuniversität Leoben 3D-gedruckt sind und eigentlich reproduzierbar gleich sein sollten, die Maximalwerte dieser die größten Abweichungen aufweisen. Im Vergleich dazu, weisen die tiefgezogenen und mit der Hand nachbearbeiteten Schienen, eine deutlich geringere Streuung der Maximalwerte auf (Tab. 2).

Messung	3D-gedruckt		CA		CA Pro	
	min	max	min	max	min	max
0	2,59 (±2,44)	23,27(±6,14)	5,79 (±0,99)	9,01 (±0,98)	3,31 (±0,55)	5,36 (±0,74)
1	0,33 (±0,14)	1,95 (±0,47)	1,36 (±0,36)	2,93 (±0,55)	1,01 (±0,41)	2,01 (±0,48)
2	0,28 (±0,17)	0,82 (±0,26)	0,21 (±0,15)	0,55 (±0,26)	0,18 (±0,11)	0,73 (±0,33)
3	0,14 (±0,08)	0,67 (±0,22)	0,40 (±0,17)	0,72 (±0,08)	0,20 (± 0,18)	0,87 (±0,42)
4	0,21 (±0,11)	0,46 (±0,20)	0,11 (±0,00)	0,70 (±0,00)	0,25 (±0,19)	0,72 (±0,24)
5	0,53 (±0,19)	0,90 (±0,43)				
6	0,32 (±0,13)	0,45 (±0,13)				
7	0,45 (±0,17)	0,57 (±0,19)				
8	0,34 (±0,17)	0,46 (±0,19)				
9	0,36 (±0,18)	0,55 (±0,22)				
10	0,36 (±0,15)	0,51 (±0,17)				

Tab. 2: Werte pro Gruppe und Wiederholungen und deren Abnahme im Verlauf

Nach der ersten Feuchtmessung verloren alle Schienen wiederum an Kraft. Bei der zweiten Feuchtmessung wiesen die CA® nur mehr ein Fünftel, die CA Pro® ein Drittel und die 3D-gedruckten Aligner nur die Hälfte der Kraft der ersten Feuchtmessung auf.

Folglich ist die Kraft nach zwei Messungen und somit nach einem Tag und sozusagen zwei konsumierten Heißgetränken um 94% (CA®), 86% (CA Pro®) und 96,5% (3D-gedruckt) gesunken.

Anschließend hat sich das Kraftniveau bei allen Alignern eingependelt und nur im geringen Ausmaß geändert. Daher hatten die 3D-gedruckten Aligner, ab der 3. Bis zur 10. und somit letzten Messung am fünften Tag, ungefähr die gleichen Kräfte. Nur bei Messung Nr. 5 waren die Werte leicht höher als bei den Messungen davor bzw. danach (Abb. 36).

Die Clear Aligner® und Clear Aligner Pro® wiesen auch am Folgetag bei den Messungen 3 und 4 ähnliche Kraftwerte wie am Vortag auf. Allerdings war es ab Feuchtmessung 3 bei einigen Schienen nicht mehr möglich Messwerte zu erzielen, da die Kraft bei Hitzekontakt unter die Nullgrenze fiel. Anschließend folgte auch keine Regeneration der Kraft dieser Aligner. Folglich waren die Schienen nach dem 3. „Heißgetränk“ dauerhaft kaputt. Einige wenige Schienen der CA® und CA Pro® konnten noch eine 4. Feuchtmessung durchlaufen. Spätestens danach waren alle Aligner beider Gruppen so stark beschädigt, dass bei den folgenden Messdurchläufen keine Werte mehr erzielt werden konnten (Abb. 36).

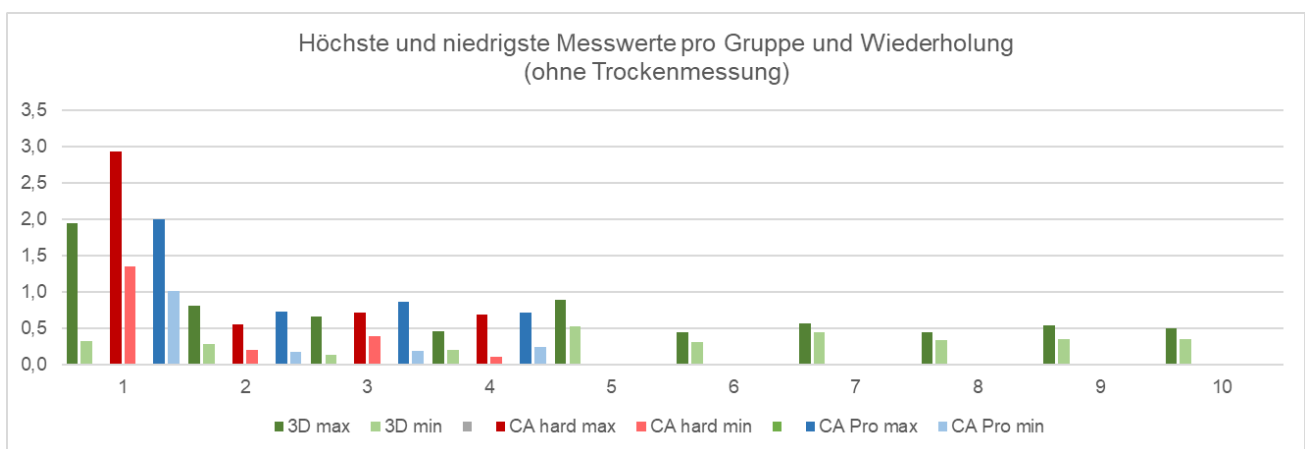


Abb. 38: höchste und niedrigste Messwerte pro Gruppe und Messwiederholungen (ohne Trockenmessung)

Somit war es bei beiden Gruppen nicht mehr möglich, eine 5. bzw. weitere Messungen durchzuführen. Die Testdurchläufe waren damit für die CA® und CA Pro® der Firma Scheu Dental GmbH beendet.

Auch wenn im Allgemeinen zumindest vier Feuchtmessungen möglich waren, muss die Anzahl der Folien pro Gruppe und Messzyklen betrachtet werden. So waren nur bei der Trocken- und ersten Feuchtmessung alle Folien der Firma Scheu-Dental beteiligt. Bei den Schienen der Montanuniversität Leoben waren von Anfang an nur 14 Aligner einbezogen, da eine der 15 Schienen beim Aufstecken auf das Messmodell, vor der Trockenmessung, kaputt ging. Insgesamt war die Gruppe der 3D-gedruckten Schienen aber die konstanteste, da nur eine weitere Schiene bei der zweiten Feuchtmessung kaputt ging und die verbliebenen 13 Aligner alle restlichen neun Messdurchgänge durchlaufen konnten (Tab. 6).

Messung	n	3D-gedruckt	n	CA	n	CA Pro
0	14	31,6 ( $\pm 4,2$ )	15	30,9 ( $\pm 1,2$ )	15	30,7 ( $\pm 1,9$ )
1	14	34,2 ( $\pm 4,2$ )	15	32,8 ( $\pm 1,9$ )	15	31,7 ( $\pm 0,9$ )
2	13	30,6 ( $\pm 8,1$ )	12	13,4 ( $\pm 2,9$ )	15	25,2 ( $\pm 9,3$ )
3	13	26,1 ( $\pm 9,3$ )	5	12,8 ( $\pm 7,2$ )	11	19,5 ( $\pm 8,5$ )
4	13	27,5 ( $\pm 6,0$ )	1	30,0 ( $\pm 0,00$ )	5	26,4 ( $\pm 16,2$ )
5	13	31,7 ( $\pm 1,9$ )				
6	13	30,9 ( $\pm 4,5$ )				
7	13	32,4 ( $\pm 1,3$ )				
8	13	32,9 ( $\pm 0,9$ )				
9	13	33,1 ( $\pm 4,3$ )				
10	13	32,4 ( $\pm 2,3$ )				

Tab. 3: Anzahl (n) der gemessenen Folien pro Messzyklus und pro Folientyp

Die Gruppe der Clear Aligner® musste die ersten Verluste bei Feuchtmessung Nr. 2 verbuchen. Hier konnte bei drei Schienen kein Messwert mehr erzielt werden. Bei der Feuchtmessung Nr. 3 waren sieben weitere Schienen mittlerweile so beschädigt, dass keine Messung mehr möglich war. Bei Feuchtmessung Nr. 4 war es lediglich bei einer Schiene möglich Messwerte zu erzielen. Somit ist die Gruppe der CA® jene Gruppe, welche insgesamt am wenigsten Messzyklen durchlaufen und am schnellsten Materialverluste erlitten hat (Tab. 3).

Im Vergleich dazu waren alle der 15 CA Pro® bei der Trocken- und den ersten beiden Feuchtmessungen beteiligt. Erst bei Feuchtmessung Nr. 3 konnte bei vier Schienen kein Messwert mehr erzielt werden. Bei Feuchtmessung Nr.4 waren nur mehr fünf kraftliefernde Aligner vorhanden, welche auch nach diesem Messzyklus keine Werte mehr lieferten. Somit waren die Clear Aligner Pro® um einen Testdurchlauf widerstandsfähiger, als jene Folien der Gruppe der CA® (Tab. 3).

Wie oben bereits beschrieben, haben die Aligner anfangs die meiste Kraft verloren. Weiters ist ersichtlich, dass die Folien schon während des ersten Messzyklus und somit bei der Trockenmessung die meiste Kraft verloren haben und sich diese nicht mehr regeneriert hat.

In Tab. 4 sind die relativen Veränderungen aller drei Gruppe ersichtlich und miteinander verglichen. Dabei fällt auf, dass hier die Gruppe der CA Pro® am besten abschnitt und demnach am wenigsten Kraft während der Hitzeeinwirkung verloren hat.

Messung	3D-gedruckt	CA	CA Pro
0	-20,59 (±5,80)	-3,07 (±0,26)	-1,79 (±0,21)
1	-1,32 (±0,46)	-1,42 (±0,39)	-0,72 (±0,17)
2	-0,43 (±0,34)	-0,09 (±0,08)	-0,27 (±0,26)
3	-0,23 (±0,10)	-0,20 (±0,13)	-0,20 (±0,21)
4	-0,19 (±0,09)		-0,21 (±0,14)
5	-0,27 (±0,25)		
6	-0,14 (±0,05)		
7	-0,13 (±0,05)		
8	-0,11 (±0,04)		
9	-0,13 (±0,05)		
10	-0,10 (±0,03)		

Tab. 4: relative Veränderung der Kraft

Weiters fällt auf, dass es nur bei der ersten Feuchtmessung noch zu einem deutlich ersichtlichen Kraftverlust während der Hitze einwirkung gekommen ist. Im Vergleich zur Trockenmessung zwar deutlich geringer, dennoch eindeutig von den Kraftverlusten der gefolgt Messungen abgrenzbar. Die maximale relative Veränderung ist in Abbildung 37 ersichtlich.

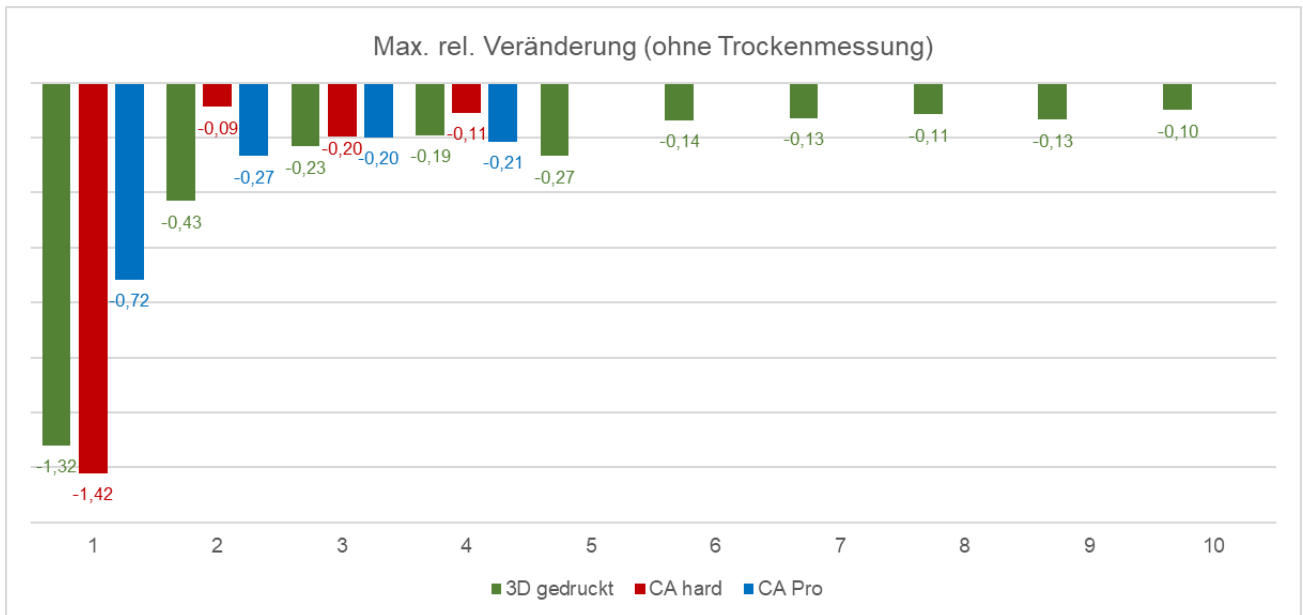


Abb. 39: maximale relative Veränderung bei Hitze einwirkung

In Abb. 36 war ersichtlich, dass die durchschnittlichen Maximalwerte und somit die Kräfte bei Messung Nr. 5 etwas höher waren als bei den Messungen davor bzw. danach. Dies ist aber nicht nur bei den max. Kraftwerten erkennbar, sondern auch bei der max. relativen Kraftveränderung während der Hitze einwirkung (Abb. 37).

Im Verlaufsdiagramm sind die gemittelten Veränderungen als Verlauf dargestellt. Da, abgesehen von der Trockenmessung, die Werte sehr nahe zusammenliegen, ist keine wirkliche Tendenz erkennbar (Abb. 38).

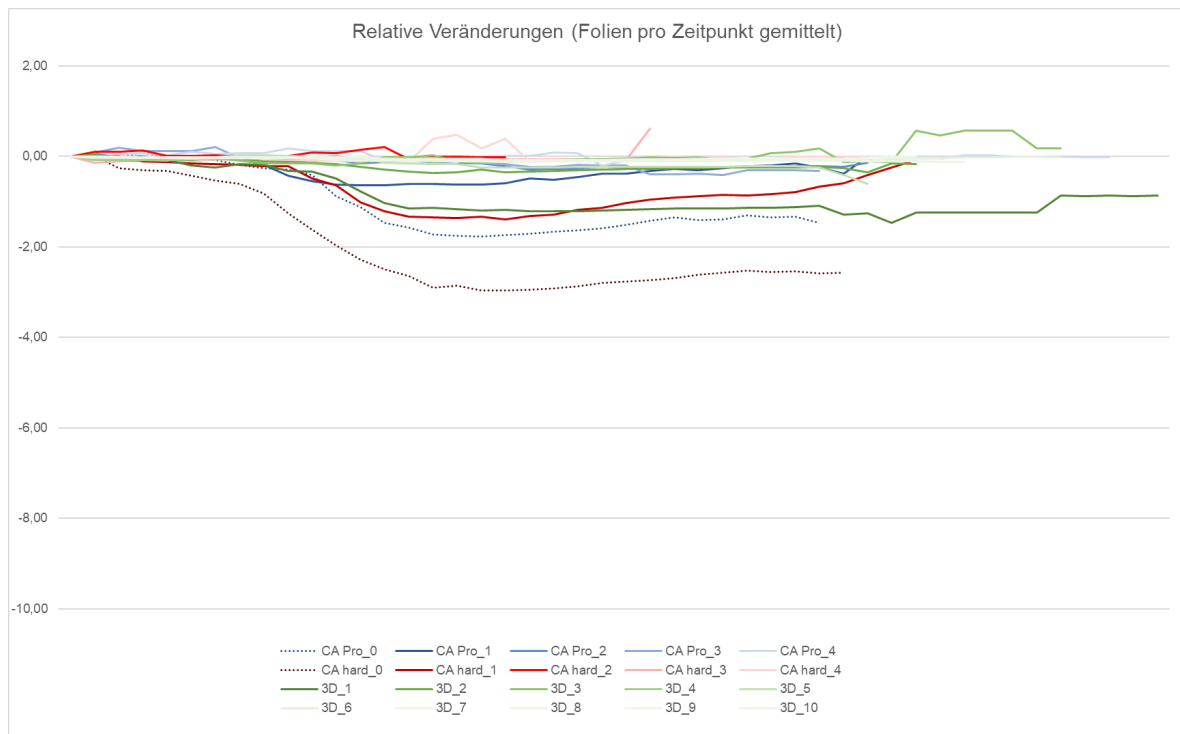


Abb. 40: relative Veränderungen (Folien pro Zeitpunkt gemittelt) im Verlaufsdiagramm dargestellt

### 3.2 Die Besonderheiten der 3D-gedruckten Aligner

Im Rahmen der durchgeführten Studie ist es bei den 3D-gedruckten Alignern zu besonderen Vorkommnissen gekommen. Diese traten nur bei der Gruppe der gedruckten Folien und sonst bei keiner der beiden anderen Gruppen auf.

Einerseits fiel gleich zu Beginn der Studie auf, dass alle gedruckten Aligner kleiner als die tiefgezogenen Schienen waren. Andererseits wiesen diese innerhalb der Gruppe deutliche Größenunterschiede auf. So waren manche Folien annähernd so groß und einige deutlich kleiner als die tiefgezogenen Aligner.



*Abb. 41: Größenunterschied zwischen den tiefgezogenen Alignern (li.) und den 3D-gedruckten Folien (re.)*

So war es anfänglich nicht möglich die Folien 13 und 14 auf das Messmodell aufzustecken. Erst nach 30-sekündigem Eintauchen in das 37°C warme Wasser, wurden die Schienen etwas erweicht und konnten auf das Modell aufgesteckt werden.

Außerdem waren die Schienen sehr hart und spröde. Darum war es teilweise schwer bis kaum möglich die Aligner auf das Messmodell aufzustecken. Folglich kam es bei der 1. Schienen gleich zu Beginn zum Einriss desselben. Der Riss verlief exakt im relevanten Messbereich über den Rand des Aligners hinaus, sodass Großteil des Frontsegmentes mobilisiert wurde. Darum konnten von Beginn an nur 14 gedruckte Schienen für die Studie herangezogen werden. Diese wurden von 1-14 durchnummeriert.



*Abb. 42: Rissverlauf der 1. Schiene*

Bei der Folie 14 der gedruckten Schienen, kam es beim Aufstecken auf das Lagerungsmodell vor der ersten zweistündigen Lagerungsphase im Speichelersatzmaterial, zu einem Riss entlang der Inzisalkante der Zähne 11-23. Trotzdem lieferte die Schiene zumindest bei der ersten Feuchtmessung noch Kraftwerte. Eine zweite Feuchtmessung war allerdings nicht mehr möglich.



*Abb. 43: Rissverlauf entlang der Inzisalkante - Schiene Nr. 14*

Weiters kam es bei der Folie 12 ebenfalls beim Aufstecken auf das Lagerungsmodell vor der ersten zweistündigen Lagerungsphase im künstlichen Speichel, zu einem Bruch der Schiene. Diese ist vollständig frakturiert und wurde in zwei Teile separiert. Der Bruchspalt verlief im Bereich des Zahnes 23 in Richtung distalen Approximalraum. Jedoch konnte diese Schiene für alle der insgesamt 10 Feuchtmessungen ohne ersichtliche Beeinträchtigung herangezogen werden.



*Abb. 44: Bruch der Schiene Nr. 12 im Bereich des Zahnes 23 nach distal*

Zusätzlich kam es bei der Folie 10 ebenfalls zu einem Riss in der Inzisalkante. Wann dieser entstanden ist, konnte nicht eruiert werden. Die Schiene verhielt sich bei der Messaufzeichnung völlig unauffällig bezüglich des Kraftverlustes. Somit konnte auch dieser Aligner für alle der insgesamt 10 Feuchtmessung herangezogen werden.



*Abb. 45: Riss entlang der Inzisalkante bei Schiene Nr. 10, nur sichtbar bei Kompression der Schiene im Frontzahnbereich*

Weiters muss erwähnt werden, dass die 3D-gedruckten Aligner schon nach den ersten zwei Stunden im künstlichen Speichel deutlich an Härte bzw. Steifigkeit verloren haben. Nach ungefähr 24 Stunden Lagerungsdauer und vor der dritten Trockenmessung, waren die Schienen bereits gallertartig und, wie es von Fruchtgummis bekannt ist, flexibel und biegsam.

## 4 Diskussion

In der durchgeführten Studie wurden drei Gruppen von Aligner, bezüglich ihres Verhaltens bei Hitzeeinwirkung, verglichen. Zwei der drei Gruppen, waren tiefgezogene Folien der Firma Scheu-Dental GmbH. So wurden die einschichtigen Clear Aligner®, die Clear Aligner Pro® bzw. die ABA-Dreischichtfolie, zusammengesetzt aus Copolyester (A) und einem thermoplastischen Elastomerkern (B), und die 3D-gedruckten Aligner aus Thiol-Harz der Montanuniversität Leoben, miteinander verglichen. Der Vergleich soll vor allem das Verhalten der neuen 3D-gedruckten Schienen gegenüber den altbewährten tiefgezogenen Alignern darstellen.

Bei der Trockenmessung und somit ersten Messung am Beginn dieser Studie, waren die Ausgangswerte und somit die Kraftniveaus der Aligner aller drei Gruppen deutlich zu hoch. Wobei erwähnt werden muss, dass die 3D-gedruckten Folien eine gegenüber der CA® 4-fache und gegenüber der CA Pro® 5-fache Maximalkraft aufwiesen. Dies würde der Situation des ersten Einsetzens in den Patient\*innen-Mund, ebenso im Trockenzustand, am Beginn jeder Schienenphase entsprechen. Allerdings sind die aufgezeichneten Werte bei allen Messungen um einiges geringer, da die Messung erst nach der Anbringung des Messwürfels auf dem Schrittmotor begann. Als Beispiel – der höchste Messwert der 3D-gedruckten Schienen liegt bei ungefähr 32 Newton, beim Aufstecken war der höchste Wert bei ungefähr 36 Newton. Hier besteht die Vermutung, dass der Kunststoff des ausgeschnittenen Zahnes 11, welcher mit der Wiegezelle verbunden war, durch die Kraft der Schienen etwas komprimiert wurde, nachgegeben hat und demnach nach hinten (enoral in Richtung palatinal) gedrückt wurde. Es scheint dadurch zu einer Reduktion der aufgezeichneten Messwerte gekommen zu sein.

Allerdings kam es bei allen drei Gruppen nach der ersten zweistündigen Lagerung im Speichellersatzmaterial bei 36,5°C während der ersten Feuchtmessung zu einem massiven Abfall der Kraftwerte, welche sich anschließend auch nicht mehr regeneriert haben.

Folglich hat sich die Ausgangskraft im Mittel von der Trockenmessung bei den CA® ungefähr um das 4-fache, bei den CA Pro® um das 3-fache und bei den 3D-gedruckten Schienen um das 12-fache reduziert. Daraus erschließt sich, dass die Hitzeeinwirkung beim Konsum eines Kaffees bzw. Heißgetränktes massive Auswirkungen auf den Kunststoff bzw. im Endeffekt

auf die Aligner hat. Somit wird davon ausgegangen, dass die erste Tauchphase im Rahmen der Trockenmessung, schon zu starker Beschädigung der Aligner-Kunststoffe geführt hat.

Allerdings hatte die Hitzeeinwirkung anscheinend bei den CA Pro® den geringsten Schaden ausgelöst. Daraus kann geschlossen werden, dass ein Aligner, welcher aus mehreren Kunststoffschichten besteht, widerstandsfähiger und allgemein robuster auf extrinsische Faktoren reagiert als einschichtige Schienen. Dies entspricht auch den Herstellerangaben der Firma Scheu-Dental GmbH. Da über die gesamte Tragedauer des Aligners, Kräfte auf die umzustellenden Zähne wirken, kommt es, vor allem bei einschichtigen Folien, zur plastischen Verformung. Diese führt zu einer Reduktion der Fähigkeit der Zahnumstellung. Genau dieses Phänomen soll mit der ABA-Dreischichtfolie umgangen werden. Durch den Elastomerkern wird die plastische Verformung der Schienen verhindert und die Krafteinwirkung auf die malokkludierten Zähne über einen längeren Zeitraum und kontinuierlich aufrechterhalten. Den Herstellerangaben zufolge wird durch diese Eigenschaften die Fähigkeit zur Zahnumstellung um über 70% gesteigert. Außerdem soll dadurch die Kraft gleichmäßiger auf die malokkludierten Zähne über einen Umstellungszeitraum von sechs Tagen abgegeben werden.

Die größte Auswirkung hatte die Hitzeeinwirkung auf die 3D-gedruckten Aligner. Hier hat sich, wie bereits erwähnt, die Kraft um das 12-fache verringert. Ob hier der Grund in der vertikalen Ausrichtung der Schichten im Vergleich zur horizontalen Ausrichtung der tiefgezogenen Schichten liegt, kann nicht beurteilt werden.

Allerdings haben McCarty et al. (2020) in ihrer Studie untersucht, ob bei einem 3D-Druck von Alignern die Auswahl des Bauwinkels zur Bauplatzform des verwendeten 3D-Druckers eine Auswirkung auf die Eigenschaften der gedruckten Aligner hat. Sie haben in ihrer Studie drei verschiedene Bauwinkel (horizontal (=parallel zur Bauplatz), vertikal und 45°) zur Bauplatz miteinander verglichen. Weiters wurde abgeklärt, ob die Dauer der Endpolymerisation mittels UV-Licht nach dem Druck, einen Einfluss auf die Werkstücke hat. Die Endhärtung führten sie bei 80°C und einer Dauer von 0, 20 und 40 Minuten durch, wobei es bei 0 Minuten zu keiner Aushärtung kam. Dadurch wurde bewiesen, dass UV-Licht zur Endhärtung der Aligner unbedingt notwendig ist. Außerdem stellte sich heraus, dass die Druckausrichtung und die Aushärtungsdauer im Anschluss an den Druck, nur geringe Auswirkung auf die Gesamtgenauigkeit und somit Eigenschaften des Aligners hat. Demnach gehen wir davon

aus, dass die vertikale Ausrichtung der 3D-gedruckten Schienen im Vergleich zur horizontalen Ausrichtung der Schichten der beiden anderen Gruppen der Firma Scheu-Dental GmbH, keine wesentliche Rolle, in Bezug auf den deutlich höheren Kraftverlust, spielt. An den Schienen 13 und 14 der gedruckten Aligner ist ersichtlich, dass schon die enorme Temperatur von ungefähr 36,5°C, vor allem auf die 3D-gedruckten Schienen, eine große Auswirkung hat, da diese bereits nach einer 30-sekündigen Eintauchphase in das 36,5°C warme Wasser erweicht sind und erst dadurch auf das Messmodell aufsteckbar waren.

Weiters haben die Aligner, wie bereits erwähnt, nach bereits 24 Stunden Lagerung im Speichelerersatzmaterial ihre Konsistenz geändert. Durch die Lagerung haben diese ihre ursprüngliche Härte und Steifigkeit komplett verloren und waren ab diesem Zeitpunkt von gallertartiger Konsistenz. So war es möglich, die gedruckten Aligner in jede gewünschte Richtung zu verwinden und aufzudehnen. Dies war bei den tiefgezogenen Folien nicht der Fall, obwohl diese auch etwas erweicht sind. Wir vermuten, dass das nicht nur an der Lagerung, sondern auch an der Hitzeaussetzung während der Messungen liegt.

Zusätzlich spielt hier auch die Polymerisationsschrumpfung eine Rolle. Aufgrund der Polymerisationsschrumpfung waren die gedruckten Aligner minimal bis deutlich zu klein für das Messmodell. Dadurch, dass das Aufstecken der zu kleinen Aligner über den gesamten Zahnbogen hinweg schwierig war, gehen wir davon aus, dass dies bei etwaiger klinischer Applikation zu einer Erhöhung der Grundspannung und somit der Kräfte desselben führen müsste. Die tiefgezogenen Schienen ließen sich im Vergleich jedoch einfach aufstecken. Diese weisen die erhöhte Spannung nämlich nur im Bereich des malokkludierten Zahnes auf und konnten deshalb leicht auf das Modell auf- und abgesteckt werden.

Da das Aufstecken der gedruckten Folien auch am Ende der Studie noch schwer war, vermuten wir, dass die generell erhöhte Grundspannung der gedruckten Folien nicht nur zu erhöhten Kraftwerten führt, sondern auch, dass die Schienen genau aus diesem Grund bis zum Ende der Studie „durchgehalten“ haben. Des Weiteren gehen wir davon aus, dass die unterschiedliche Größe der gedruckten Aligner für die große Streuung der Maximalwerte bei der Trockenmessung verantwortlich ist.

Daher vermuten wir, dass die gedruckten Aligner schon nach dem ersten Kontakt mit dem Heißgetränk keine Kraftwerte mehr geliefert hätten, wenn diese nicht über die erwähnte Grundspannung verfügt hätten.

Außerdem gehen wir davon aus, dass auch wenn nach der Trockenmessung noch Restkräfte vorhanden wären, die Schienen spätestens nach 24 Stunden Tragezeit im Mund der Patient\*innen, aufgrund ihrer gallertartigen Konsistenz, keine Kraft mehr liefern und daher auch keine Umstellung der malokkludierten Zähne bewirken würden.

Zusätzlich befürchten wir, dass die erhöhte Grundspannung über den ganzen Zahnbogen hinweg, zu unkontrollierten und unerwünschten Zahnbewegungen führen würde.

Weiters ist im Verlauf der Messungen aufgefallen, dass die 3D-gedruckten Schienen anfangs nicht ganz auf das Modell aufgesteckt werden konnten. Vermutlich lag dies auch an der fehlenden Flexibilität bzw. ihrer Formstabilität im trockenen Zustand. Allerdings dachten wir, dass der Kunststoff im Bereich der Inzisalkante etwas dicker ist als bei tiefgezogenen Schienen. Erst nach 72 Stunden Lagerung im Speichelersatzmaterial ist aufgefallen, dass die Schienen um ungefähr einen Millimeter weiter auf das Messmodell aufsteckbar waren. Damit war auch die Kunststoffstärke im Bereich der Inzisalkante, mit jener der der tiefgezogenen Schienen, vergleichbar. Daraus schließen wir, dass die exaktere Passung der Folien nach Erweichung in Kombination mit der erhöhten Grundspannung zu einer Kraftausübung und somit zu einer möglichen Messung führte. Auch hier gehen wir davon aus, dass die Schienen über den gesamten Zahnbogen unkontrollierte Kräfte bewirken.

Daher können diese, aus unserer Sicht, erst in den Patientenmund eingesetzt werden, wenn die aktuell bestehende Polymerisationsschrumpfung gesenkt bzw. eliminiert werden kann und die Aligner, gleich wie die tiefgezogenen Schienen, beim Einsetzen über die Zähne in ihre Endposition gleiten und nur dort Druck ausüben, wo es auch wirklich gewollt ist.

Zusätzlich müsste es gelingen, die Konsistenzänderung und somit die Änderung zu einer gallertartigen Masse zu verhindern, da aus unserer Sicht auch dann keine Kraftausübungen in einem gewünschten und kontrollierten Bereich möglich wäre. Allerdings vermuten wir, dass die Patient\*innen solch eine gallertartige Konsistenz der Schiene nicht tolerieren würden.

Wie sich die Kräfte der Aligner rein durch die Lagerung im Speichelersatzmaterial und demnach auch im Mund der Patient\*innen ändern bzw. ob Kraft verloren geht, wurde in einer Parallelstudie, die ebenfalls im Rahmen des Großprojektes an derselben Abteilung des Hauses durchgeführt wurde, untersucht.

Kornek (2022) hat in ihrer Diplomarbeitsstudie den potenziellen Kraftverlust rein durch das in-vitro simulierte Tragen der Schienen im Mund, ebenfalls von drei verschiedenen

Alignergruppen, untersucht. Auch hier wurde die in-vivo Situation durch die Lagerung der Schienen in ungefähr 36,5°C temperiertem Speichelersatzmaterial, simuliert. Auch die Messung und die Aufzeichnung der Messwerte erfolgte hier über das idente Messmodell auf demselben Messwürfel anhand der palatinalen Kippbewegung. Hier wurde allerdings eine 5kg-Wiegezeile verbaut. In dieser Studie wurden ebenfalls die neuen 3D-gedruckten Schienen, aber mit der alten Kunststoffformel, bei welcher noch ein Schutzlack von Nöten war, mit den Duran-Schienen (PET-G) und CA Pro® der Firma Scheu-Dental GmbH, miteinander verglichen. Somit ist die Parallelität zu unserer Studie nur bei den Clear Alignern Pro® gegeben.

In der Parallelstudie ist bei den Clear Alignern Pro® ersichtlich, dass alleine das in-vitro simulierte Tragen der Schienen im Patient\*innen-Mund zu einer deutlichen Kraftreduktion führt. So hat sich die Kraft nach nur 24 Stunden Lagerung im Mittel von 17,82N auf 7,1N reduziert. Nach 48 Stunden waren es noch 6,32N und nach 72 Stunden nur noch 6,67N. Anschließend hat sich das Kraftniveau nur mehr langsam und minimalst verändert. So waren es nach 14 Tagen mittelwertig noch 5,37N. Auch hier konnten sich die Schienen nicht mehr erholen und sich demnach auch die Kraft nicht regenerieren. Aus diesem Grund erschließt sich, dass der Kraftverlust rein durch das Tragen der Schienen von den Patient\*innen, nicht auf das von uns festgestellte Kraftniveau, reduziert wird. Wie bereits im Punkt 3.1 geschildert, hat sich die Kraft der CA Pro® bei unseren Messungen nach nur zweistündiger Lagerung im Speichelersatzmaterial nach dem ersten Heißgetränk im Trockenzustand, auf 2,01N und nach 24 Stunden auf 0,73N reduziert. Somit kann mit absoluter Sicherheit bestätigt werden, dass der Konsum von Heißgetränken eine wesentliche Auswirkung auf die Kunststoffe und somit auf die Aligner hat und zu einer irreversiblen Zerstörung derselben führt.

Ob es durch die Hitze einwirkung, wie es der Fall beim Konsum eines Heißgetränkes wäre, zu einer Freisetzung von Kunststoffpartikeln und somit zur Erhöhung der Zytotoxizität gegenüber dem Tragen der Schiene ohne Hitze einwirkung kommt, ist unklar und kann anhand dieser Studie nicht beantwortet werden. Allerdings sind zwei Faktoren bekannt. Einerseits haben Martina et al. (2019) eine Studie durchgeführt, bei der sie durch die Simulation einer in-vivo „Lagerung“ im Mund von Patient\*innen, eine geringe Zytotoxizität allgemein von thermoplastischen Kunststoffen feststellen konnten und dass diese durch den Tiefziehprozess gesteigert wird. Dabei wurden die vier verschiedenen Aligner-Gruppen 14 Tage lang bei 37°C, in einem luftdichten Reagenzglas mit Dulbecco's Modified Eagle Medium kurz DMEM (Basismedium zur Unterstützung des Zellwachstums) gelagert. In ihrer Studie wurde keine der unsrigen Folien verwendet. Dennoch gehen wir davon aus, dass es durch die Hitze einwirkung und der Zerstörung der Kunststoffe eventuell zur Erhöhung der Zytotoxizität kommen könnte. Andererseits, wie bereits im Punkt 2.1.4 beschrieben, ist bezüglich der 3D-gedruckten Aligner bekannt, dass diese aufgrund ihres chemischen Aufbaus und durch den Einschluss der Restmonomere durch die Ausbildung des Netzwerkes bei der Stufenwachstumspolymerisation, keine Zytotoxizität aufweisen. Ob es allerdings durch die hohe Hitze einwirkung beim Konsum von Heißgetränken und die darauffolgende Beschädigung des gedruckten Kunststoffes kommen könnte, können wir nicht sagen. Dies wird aber im Anschluss an diese Studie untersucht.

Bezüglich der Hitze auswirkung beim Konsum von Heißgetränken bei ungefähr 70°C liegen aktuell keine Vergleichsstudien vor.

## 5 Conclusio

Durch die durchgeführte Studie kommen wir zu folgendem Schluss:

- ⇒ Die Ausgangswerte aller drei Aligner-Gruppen waren zu Beginn der Studie bzw. zum Zeitpunkt der ersten (Trocken-) Messung deutlich zu hoch und sind eigentlich aus physiologischer Sicht der Zahnwurzel nicht zumutbar.
- ⇒ Die mit Abstand höchsten Kräfte wiesen die 3D-gedruckten Schienen auf, gefolgt von den CA®. Die niedrigsten Kräfte wurden somit bei den CA Pro® gemessen.
- ⇒ Schon bei der Trockenmessung kam es zu einem großen Verlust der Kräfte. Nachdem ersten Verlust erfolgte keine Regeneration hinsichtlich des ursprünglichen Kraftniveaus. Bei der ersten Feuchtmessung kam es zum zweit größten Kraftverlust, welcher wiederum von keiner Kraftregeneration gefolgt war.
- ⇒ Anschließend haben sich die Werte bei allen drei Gruppen eingependelt, bis die ersten beiden Gruppen der Firma Scheu-Dental GmbH, irreversibel beschädigt waren und nicht mehr an der Studie teilnehmen konnten. Die gedruckten Aligner konnten, vermutlich durch ihre erhöhte Grundspannung, an allen Messungen teilnehmen.
- ⇒ Die 3D-gedruckten Schienen waren anfangs unterschiedlich groß und sehr hart und spröde. Dadurch kam es zu Rissen und Alignerbrüchen. Diese hatten je nach Ausprägung und Lokalisation stärkere bzw. schwächere bis keine Auswirkung auf die Kraftperformance der Folien. Bei den tiefgezogenen Schienen konnten weder Risse noch Brüche verzeichnet werden.
- ⇒ Bei den 3D-gedruckten Schienen kam es durch Wärme- bzw. Hitzeeinwirkung in Sekundenschnelle zu einer Veränderung der Konsistenz bis sie nach 24 Stunden eine gallertartige Konsistenz aufwiesen.
- ⇒ **Weder die neuen 3D-gedruckten Aligner noch die altbewährten tiefgezogenen Schienen sind für den Konsum von Heißgetränken bzw. von warmen bis heißen breiigen oder flüssigen Speisen geeignet.**

## 6 Blick in die Zukunft

- ⇒ Anpassung der jetzigen Kunststoffformulierung (4. Generation ohne Lack) zur Senkung der Ausgangshärte und -sprödigkeit zur Vermeidung von Rissen und Brüchen.
  
- ⇒ Reduktion der Polymerisationsschrumpfung zur Herstellung von gleichgroßen und reproduzierbaren Alignern.
  
- ⇒ Reduktion des Kraftniveaus im Trockenzustand und Vermeidung der Konsistenzänderung im feuchten Zustand.

## 7 Literaturverzeichnis

Adrian Stepanek (2020a) Plastik und Plastikmüll in der Metropolregion Hamburg: Eine Studie zum Bewusstsein für Plastik und gesundheitsbedingtem Verbraucherverhalten. Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg .

Adrian Stepanek (2020b) Plastik und Plastikmüll in der Metropolregion Hamburg: Eine Studie zum Bewusstsein für Plastik und gesundheitsbedingtem Verbraucherverhalten. Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg.

Bergmeier, L.A. (2018) Oral Mucosa in Health and Disease. 1st edn. Edited by L.A. Bergmeier. Cham: Springer International Publishing. Available at: <https://doi.org/10.1007/978-3-319-56065-6>.

Droschl H. (1990) 'Skriptum Kieferorthopädie'. Universitätsklinikum für Zahnmedizin und Mundgesundheit Graz, p. 1.

Harzer W (2011) Kieferorthopädie. 1st edn. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, p.1. Available at: <https://doi.org/10.1055/b-002-41844>.

Hellwig, E. et al. (2018) Einführung in die Zahnerhaltung. 7th edn. Freiburg, Gießen, Zürich, Münster: Deutscher Zahnärzte Verlag, p.3.

Kahl-Nieke, B. (2009) 'Einführung in die Kieferorthopädie', in Einführung in die Kieferorthopädie. Deutscher Zahnärzte Verlag, p.199. Available at: <https://doi.org/10.47420/9783769136319-i>.

Kornek, N. (2022) In vitro-Testung der Kraftverlustrate von 3D-gedruckten Alignern unter simulierten in vivo-Bedingungen. Universitätsklinikum für Zahnmedizin und Mundgesundheit Graz. Available at: [https://online.medunigraz.at/mug\\_online/wbAbs.showThesis?pThesisNr=67616&pOrgNr=&pPersNr=51723](https://online.medunigraz.at/mug_online/wbAbs.showThesis?pThesisNr=67616&pOrgNr=&pPersNr=51723).

Kuchinka, E. and Siebrecht, A. (2016) Eigenschaften der Kunststoffe - Chemgapedia, Chemgapedia.de. Available at:

[http://www.chemgapedia.de/vsengine/vlu/vsc/de/ch/16/schulmaterial/mac/eigenschaften/eigenschaften.vlu/Page/vsc/de/ch/16/schulmaterial/mac/eigenschaften/eig\\_innerer\\_aufbau\\_einf.vscml.html](http://www.chemgapedia.de/vsengine/vlu/vsc/de/ch/16/schulmaterial/mac/eigenschaften/eigenschaften.vlu/Page/vsc/de/ch/16/schulmaterial/mac/eigenschaften/eig_innerer_aufbau_einf.vscml.html) (Accessed: 19 February 2022).

Loomis, D. et al. (2016) 'Carcinogenicity of drinking coffee, mate, and very hot beverages', *The Lancet Oncology*, 17(7), pp. 877–878. Available at: [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(16\)30239-X](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(16)30239-X).

Ludwig, B. et al. (2012) Self-ligating brackets in orthodontics: current concepts and techniques. Georg Thieme Verlag, p.2.

Lüllmann-Rauch, R. (2015a) *Histologie Taschenlehrbuch*. 5th edn. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, p.580.

Lüllmann-Rauch, R. (2015b) *Histologie Taschenlehrbuch*. 5th edn. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, p.402.

Martina, S. et al. (2019) 'In vitro cytotoxicity of different thermoplastic materials for clear aligners', *The Angle Orthodontist*, 89(6), pp. 942–945. Available at: <https://doi.org/10.2319/091718-674.1>.

McCarty, M.C. et al. (2020) 'Effect of print orientation and duration of ultraviolet curing on the dimensional accuracy of a 3-dimensionally printed orthodontic clear aligner design', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 158(6), pp. 889–897. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2020.03.023>.

Oesterreicher, A. et al. (2016) 'Exploring Network Formation of Tough and Biocompatible Thiol-yne Based Photopolymers', *Macromolecular Rapid Communications*, 37(20), pp. 1701–1706. Available at: <https://doi.org/10.1002/marc.201600369>.

Oesterreicher, A. et al. (2017) 'Investigating Photocurable Thiol-Yne Resins for Biomedical Materials', *Macromolecular Materials and Engineering*, 302(5), p. 1600450. Available at: <https://doi.org/10.1002/mame.201600450>.

Quelle nach coffee-perfect (2022) Beliebte Temperatur beim Kaffeetrinken | coffee perfect, [coffee-perfect.at](https://www.coffee-perfect.at). Available at: <https://www.coffee-perfect.at/kaffeewissen/temperatur-kaffeetrinken.html> (Accessed: 21 February 2022).

Quelle nach polyureatec (2022) PU/PUR Elastomer - Polyureatec GmbH, [polyureatec.de](https://polyureatec.de). Available at: <https://polyureatec.de/wiki/pu-pur-elastomer/> (Accessed: 21 February 2022).

Quelle nach Rewex (2021) 3D Druck Materialien - PETG, TPU, PA, ASA, PLA, Carbon, [rewex.de](https://rewex.de). Available at: <https://rewex.de/materialien/> (Accessed: 20 February 2022).

Shaker, R. et al. (2013) *Principles of Deglutition*. 1st edn. Edited by R. Shaker et al. New York, NY: Springer New York, p.135. Available at: <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-3794-9>.

Sterry, W. et al. (2018) *Kurzlehrbuch Dermatologie*. 2nd edn. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. Available at: <https://doi.org/10.1055/b-006-149283>.

Tai, S. (2018) *Clear Aligner Technique*. 1st edn. Quintessence Publishing USA, p.4.